Aus dem Zentrum der Physiologie
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt a.M.
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. W. Sinn)

ANALYTISCHE WERTIGKEIT EINZELNER HERZ- UND KREISLAUFDATEN ZUR BEURTEILUNG LEISTUNGSBEZOGENER GESAMTFUNKTIONEN DES BLUTKREISLAUFS

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt a.M.

vorgelegt von
Matthias Sturm
aus Offenbach a. M.

Frankfurt a.M. 1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41538112_0008

Aus dem Zentrum der Physiologie
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt a.M.
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. W. Sinn)

ANALYTISCHE WERTIGKEIT EINZELNER HERZ- UND KREISLAUFDATEN ZUR BEURTEILUNG LEISTUNGSBEZOGENER GESAMTFUNKTIONEN DES BLUTKREISLAUFS

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt a.M.

vorgelegt von
Matthias Sturm
aus Offenbach a. M.

Frankfurt a.M. 1983

Dekan: Prof. Dr. med. H. J. Müller

Referent: Prof. Dr. med. W. Sinn

1. Korreferent: Prof. Dr. med. G. Kober

2. Korreferent: Prof. Dr. med. R. Schubert

Tag der mündlichen Prüfung: 25. April 1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Inhaltsverzeichnis

		Seite
A.	Einleitung	1
A.1.	Erläuterung der Zielsetzung	2
B.	Die Versuchsanlage	
B.1.	Die Probanden	3
B.2.	Die Versuchsorte	3
B.3.	Körperliche Belastung auf den Sportplätzen	5
B.4.	Kreislaufanalyse unter Ruhebedingungen im Labor	5
B.5.	Körperliche Belastung im Labor	6
C.	Versuchsdurchführung	
C.1.	Versuchsablauf auf den Sportplätzen	6
C.2.	Überprüfung der Fremdstoffkonzentrationen in der Luft	8
C.3.	Versuchsablauf im Labor	8
C.4.	Zeitlicher Rahmen	9
D.	Zu den Meßmethoden	
D.1.	Kreislaufdaten	
D.1.a.	Pulsfrequenz	9
D.1.b.	Blutdruck	9
D.1.c.	Sphygmographische Kreislaufanalyse	9
D.2.	Blutuntersuchungen	
D.2.a.	Kapillarblutanalysen	10
D.2.b.	Bestimmungen mit venösem Blut	10
D.3.	Modifikation der technischen Durchführung der Pulskurvenschreibung	11
E.	Erläuterungen zur Auswertung der sphygmographischen Kreislaufanalyse	11

Seite

E.1. Die Daten, die aus der sphygmographischen Kreislaufanalyse gewonnen werden 13

E.2. Parameter, die in dieser Kreislaufanalyse nicht erhoben werden 14

F. Ergebnisse

F.1. Vergleichsgruppenbildung zur Untersuchung von Einflüssen fremdstoffbelasteter Luft 17

F.1.a. Ergebnisanalyse der Vergleichsgruppen 22

F.1.b. Diskussion 25

F.1.c. Bewertung der Ergebnisse 27

G. Analyse des Kreislaufs in Ruhe und nach abgestufter körperlicher Belastung 28

G.1. Die Frequenzabhängigkeit systolischer Zeitintervalle 29

G.2. Regressionsanalysen der Beziehungen systolische Zeitintervalle - Pulsfrequenz

G.2.a. Zur Anspannungszeit 31

G.2.b. Die Austreibungszeit 35

G.2.c. Die Beziehung $T_{aus} = f(F)$ in nicht linearer Korrelation 37

G.2.d. Signifikanzprüfung der Korrelationen $T_{aus} = f(F)$ und $T_{syst} = f(F)$ 37

G.3. Die QT-Dauer 39

H. Näherungsformeln für die Systolendauer 39

H.1.a. Vergleich errechneter Näherungswerte mit gemessener Systolendauer 39

H.1.b. Ergebnisse des Vergleichs 40

H.1.c. Regressionsanalyse zwischen Näherungsformeln und Systolendauer 43

Seite

H.2. Diskussion

H.2.a. Zur Frequenzabhängigkeit systolischer Zeitintervalle 48

H.2.b. Zum Vergleich Faustformeln - gemessene Systolendauer 55

H.3. Wertigkeit der Ergebnisse

H.3.a. Die Faustformel II n.SINN 57

H.3.b. Die Faustformel I n.SINN 57

H.3.c. Die systolischen Zeitintervalle in der Literatur 58

H.3.d. Funktionelle Bedeutung systolischer Zeitintervalle 60

I. Zusammenfassung 62

J. Literaturhinweise 66

A. Einleitung

Ursprüngliches Ziel dieser Arbeit war es, zu prüfen, ob und inwieweit unterschiedliche Umweltbedingungen eine Bedeutung hinsichtlich der körperlichen Leistungsfähigkeit bei gesunden Sportlern haben.

In Zusammenarbeit mit dem Institut für Leibesübungen der Universität Frankfurt sollte diese Fragestellung bearbeitet werden, wobei KANIA (13) parallel hierzu am gleichen Probandenkollektiv Untersuchungen zu folgendem Thema anstellte: "Untersuchungen zur Physiologie von Kreislauf und Atmung des Menschen unter verschiedenen lufthygienischen Umgebungs- und körperlichen Leistungsbedingungen".

Bei der praktischen Durchführung der Versuche zeigte sich sehr früh, daß die angestrebte Zielrichtung aus äußeren Gründen geändert werden mußte.

Die großzügig angelegten Experimente erlaubten aber aufgrund der Ergebnisse, auf die Wertigkeit der gewonnenen Kreislaufdaten in bezug auf die Gesamtfunktion des Blutkreislaufs unter Leistungsbedingungen einzugehen; durch die ursprüngliche Intention dieser Arbeit wurde eine Gruppe von Parametern analysiert, die im allgemeinen aus technisch- experimentellen Gründen vernachlässigt werden müssen. So würde etwa die Anwendung telemetrischer Meßverfahren häufig nur die Registrierung des EKG's oder der Pulsfrequenz erlauben (25).

A.1. Erläuterung der Zielsetzung

Im Bewußtsein der Bevölkerung spielen die Verschmutzung unserer Umwelt und damit verknüpfte Veränderungen der Natur, sowie mögliche Gefahren für die Gesundheit eine große Rolle, wobei die körperlichen Folgen chronischer Exposition im Vordergrund des öffentlichen und des Interesses des Einzelnen stehen.

Im Hinblick auf solche Problematik hatte diese Arbeit zum Ziel, eventuelle Einflüsse fremdstoffbelasteter Atmosphäre auf die Situation des Blutkreislaufs bei sportlicher und ergometrischer Belastung zu prüfen und zu analysieren.

Um vergleichend messen zu können, wählten wir drei verschiedene Untersuchungsorte, die sich in ihren lufthygienischen Bedingungen nachweisbar voneinander unterscheiden sollten.

Simultane Analysen der Fremdstoffbelastung der Luft während der Durchführung unserer Experimente zeigten jedoch, daß die - gemäß lufthygienischen Katasterwerten zu erwartenden - Luftfremdstoffkonzentrationen in dem als fremdstoffreich ausgewiesenen Gebiet, zu diesem Zeitpunkt nicht vorherrschten.

Aus zeitlichen und organisatorischen Gründen - wir waren von Leihterminen des "Olympiameßwagens" abhängig - konnten optimale Untersuchungsvoraussetzungen d.h. entsprechende Wetterlagen, nicht abgewartet werden.

Daher mußte von der ursprünglichen Zielvorstellung Abstand genommen werden. Dennoch wurde der Versuchsaufbau nicht geändert, da schon eine vorläufige Ergebnisanalyse als Grundlage der im folgenden bearbeiteten Problematik dienen konnte.

So versucht diese Arbeit die Bedeutung bestimmter Meßgrößen im Hinblick auf ihre funktionsanalytische Aussagekraft zur Bewertung des arteriellen Kreislaufsystems herauszustellen.

B. Die Versuchsanlage

B.1. Die Probanden

Das Probandenkollektiv setzte sich aus 30 männlichen trainierten, gesunden Sportlern zusammen, von denen 27 zwischen 17 und 32 sowie 3 zwischen 40 und 49 Jahren alt waren. Die 17- und 18jährigen stellten mit 11 Personen die stärkste, eng begrenzte Altersgruppe dar. Eine Übersicht über die Altersverteilung gibt Abb.1. Die Versuchspersonen betrieben in verschiedenen Bereichen aktiven Sport, waren durchtrainiert, jedoch keine ausgesprochenen Leistungssportler. Alle nutzen Langstreckenläufe zur Hebung ihrer allgemeinen körperlichen Kondition.

B.2. Die Versuchsorte

Die Untersuchungen wurden auf zwei Sportplätzen und vergleichshalber unter Laborbedingungen durchgeführt. Als Sportplätze wurden das Frankfurter Waldstadion, mit geringer Luftverunreinigung, und ein Sportplatz mitten im Industriegebiet des Stadtteils Griesheim gewählt.

Abbildung 1:

Altersverteilung der Probanden

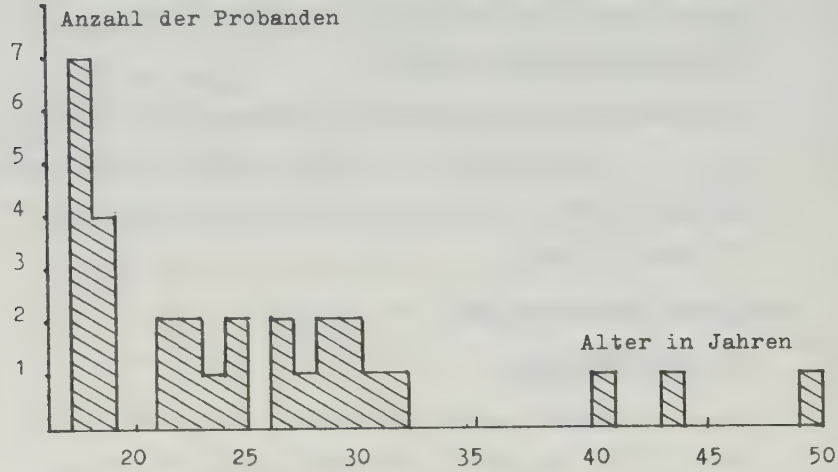


Tabelle 1:

Durchschnittliche Fremdstoffkonzentrationen an den Untersuchungsorten Stadion und Griesheim:

Fremdstoff	Untersuchungs-jahr	Konzentrationen in Waldstadion	Griesheim
CO (kg/h)	Winter 70/71	1 - 10	100 - 300
SO_2 (ug/m^3)	Sommer 70/71	15	23
SO_2 (mg/m^3)	71/72	0.086	0.134
SO_2 (mg/m^3)	72/73	0.072	0.074
N (mg/m^3)	71/72	0.05	0.072
N (mg/m^3)	72/73	0.06	0.052

Die Laboruntersuchungen wurden im Zentrum der Physiologie der Universität Frankfurt vorgenommen. Nach den Immissionskatastern der regionalen Planungsgemeinschaft Untermain (22) und der Hessischen Landesanstalt für Umwelt wurde erwartet, daß sich die Luftfremdstoffkonzentrationen im Waldstadion in deutlich niedrigeren Bereichen als in Griesheim bewegen würden.(Tab.1). Infolge der meteorologischen Verhältnisse während der Untersuchungen, waren die vorausgesetzten Bedingungen der Lufthygiene nicht gegeben.

Im physiologischen Labor konnte das Raumklima mit Hilfe einer Kleinanlage im Sinne der üblichen Wohnungshygiene konstant und vergleichbar gehalten werden.

B.3. Körperliche Belastung auf den Sportplätzen

Zur Ermittlung der Kreislaufreaktionen auf körperliche Leistungen, absolvierten die Probanden auf beiden Plätzen je einen 4000m-Lauf in einer Richtzeit von 20 Minuten. Messungen zur Kreislaufanalyse wurden vor und nach dem Lauf vorgenommen.

Die Belastungsdauer wurde nach der Hb-CO-Sättigungskinetik (HENSCHLER, 6) so gewählt, daß für diese Zeit der Schadstoffexposition bereits eine 40%-Sättigung des Hämoglobins mit CO angenommen werden konnte, unter der Voraussetzung, die CO-Konzentration der Luft habe 0.1% betragen.

B.4. Kreislaufanalyse unter Ruhebedingungen im Labor

Am ausgeruhten, liegenden Probanden wurde im steady

state der Pulsfrequenz eine sphygmographische Kreislaufanalyse durchgeführt und der Blutdruck gemessen.

B.5. Körperliche Belastung im Labor

Im Labor bestand die körperliche Leistung in einer abgestuften Fahrradergometerbelastung, beginnend mit einer Leistung von 75 Watt über zwei Minuten, gefolgt von einer 100- und 125 Watt-Stufe, ebenfalls über je zwei Minuten und abschließend mit einer vierminütigen Belastung über 150 Watt. Dieses System wurde zuvor mit Hilfe ergospirometrischer Messungen erprobt, wobei die Herz- und Kreislauffunktionen während des Schlußdurchganges ein steady state erreichten.

C. Durchführung

C.1. Versuchsablauf auf den Sportplätzen

Die Durchführung der Untersuchungen ist auf beiden Sportplätzen gleich.

Um vor dem Lauf eine für alle Probanden gleichwertige Ausgangssituation zu schaffen, begann für sie der Untersuchungsdurchgang mit einer Ruhephase, während der sich die Sportler für 15 min. auf einem Liegestuhl ausruhten. Am Ende dieser Vorbereitungszeit wurden verschiedene Werte gemessen und Kapillarblut zur Hämatokritbestimmung entnommen (Tab.2). Unmittelbar nach dem sich anschließenden 4000m-Lauf wurde am liegenden Probanden eine sphygmographische Kreislaufanalyse vorgenommen. Vom Ende des Laufes bis zur Registrierung der Kreislaufparameter vergingen ca. 3 min. Zum Abschluß wurde eine

Tabelle 2:

Zusammenstellung aller auf den Sportplätzen und im Labor gemessenen Daten:

Art der Messung	vor dem Lauf	nach dem Lauf	Labor-Ruhe	Labor-Belast.
Kreislauf-daten	F P_{syst} P_{diast}	P_{syst} P_{diast}	P_{syst} P_{diast}	P_{syst} P_{diast}
sphygmo-graphische Werte		F c Δt T_{syst} T_{diast} T_{ansp} T_{aus} T_{puls}	F c Δt T_{syst} T_{diast} T_{ansp} T_{aus} T_{puls}	F c Δt T_{syst} T_{diast} T_{ansp} T_{aus} T_{puls}
Blutunter-suchungen	Hkt	Hkt Pb pH PO_2 PCO_2	Hkt Hb-CO Hb O_2-S.	Hkt Hb-CO Hb O_2-S.

Erläuterungen:

F: Pulsfrequenz; P_{syst}, P_{diast}: systolischer, diastol. Blutdruck; c: Pulswellengeschwindigkeit; Δt: Pulswellenlaufzeit; T_{syst}, T_{diast}: Systolen- Diastolendauer; T_{ansp}, T_{aus}: Anspannungs- und Austreibungszeit; T_{puls}: Pulsdauer;

Hkt: Hämatokrit; Pb: Blutblei; Hb: Hämoglobin; Hb-CO: CO-Hämoglobin; pH: pH-Wert; PO_2, PCO_2: - Partialdrucke; O_2-S.: Sauerstoffsättigung.

venöse Blutprobe sowie zwei kapillare Proben am hyperämisierten Ohrläppchen entnommen. Um mögliche Einflüsse durch Lagerung auszuschließen, wurde das Kapillarblut sofort verarbeitet (Tab.2).

C.2. Überprüfung der Fremdstoffkonzentrationen in der Luft

Während der Versuchstage auf den Sportplätzen führten das Umweltbundesamt und die Hessische Landesanstalt für Umwelt mit ihren mobilen Meßeinheiten Messungen der Immissionskonzentrationen in der Luft durch. In Waldstadion und Griesheim wurden an je zwei Tagen die folgenden Fremdstoffe erfaßt:

Schwefeldioxid SO_2 (mg/m^3)
Kohlenmonoxid CO (mg/m^3)
Stickstoffdioxid NO_2 (mg/m^3)
Stickstoffmonoxid NO (mg/m^3)
Staub (mg/m^3)
Blei Pb (ug/m^3)

C.3. Versuchsablauf im Labor

Im Labor leitete eine venöse Blutentnahme den Versuchsdurchgang ein, ihr folgte eine individuell unterschiedlich lange Ruhezeit und schließlich im steady state eine sphygmographische Kreislaufmessung. Dann unterzogen sich die Versuchspersonen der Fahradergometerbelastung, wonach wieder unter Einhaltung eines dreiminütigen Abstandes eine sphygmographische Kreislaufanalyse vorgenommen und nochmals venöses Blut gewonnen wurde (Tab.2).

C.4. Zeitlicher Rahmen

Der erste Versuchsdurchgang fand im August 1977 im Frankfurter Waldstadion statt, etwa 6 Wochen später schloß sich die Untersuchungsreihe in Griesheim an. Im Jannuar und Februar 1978 wurden die Experimente im Labor durchgeführt.

D. Zu den Meßmethoden

D.1. Kreislaufdaten

D.1.a. Pulsfrequenz

Die Pulsfrequenz wurde entweder über eine Minute am Radialispuls ausgezählt (vor dem Lauf), oder bei gleichzeitiger EKG-Registrierung aus dem R-Zackenabstand errechnet.

D.1.b. Blutdruck

Der Blutdruck wurde unblutig am linken Oberarm mit einem automatischen Gerät der Firma ELAC gemessen.

D.1.c. Sphygmographische Kreislaufanalyse

Hierzu wurden mit einem 6-Kanal-Schreiber die folgenden Funktionsparameter des Kreislaufs synchron dokumentiert:

- EKG: II. Ableitung nach EINTHOVEN.
- die Herztöne mittels eines üblichen Herzschallmikrophons über dem Erb'schen Punkt (Filternennfrequenz 140 Hz).
- Pulskurve über der li. A. carotis communis
- Pulskurve über der li. A. femoralis

} durch zwei kapazitive Puls-Abnehmer "INFRATON" nach BOUCKE und BRECHT

(jeweils an einer gut palpaplen Stelle im Kieferwinkelbereich bzw. unterhalb des Leistenbandes).

D.2. Blutuntersuchungen

D.2.a. Kapillarblutanalysen

Der Hämatokrit wird nach Probengewinnung aus der Fingerbeere oder aus dem Ohrläppchen mit der Mikromethode bestimmt.

Die Blutprobe zur Blutgasanalyse wird aus einem hyperämisierten Ohrläppchen entnommen, welches bereits vor dem Laufpensum des Probanden mit Finalgon-Salbe^{R} eingerieben worden ist um arterialisiertes Blut untersuchen zu können. Die Proben werden sofort nach der Entnahme mit dem Gerät BMS-3-MK-2 der Firma Radiometer analysiert, es werden der pH-Wert, PO_2 und PCO_2 gemessen.

D.2.b. Bestimmungen mit venösem Blut

Zur Blutbleibestimmung werden 8ml Venenblut gewonnen und anschließend bei -20^{o}C tiefgefroren gelagert. Die Bestimmungen werden vom Institut für Arbeits- und Sozialmedizin der Universität Erlangen durchgeführt. Weitere Erläuterungen sowie Ergebnisse finden sich in der Arbeit von KANIA(13)

Die Parameter Hb, Hb-CO und Sauerstoffsättigung, die nur bei den Laborversuchen bestimmt wurden, wurden von dem spektralphotometrisch arbeitenden Gerät IL-182-OXIMETER (Fa. BOSKAMP) aus ca. 1ml venösem Blut gemessen.(Die Ergebnisse der Hämoglobinbestimmung sind in der Arbeit von KANIA(13) aufgezeigt).

D.3. Modifikation der technischen Durchführung der Pulskurvenschreibung

Um bei dem Untersuchungsablauf der Kreislaufanalyse die Vorbereitungszeit möglichst kurz zu halten, wurde eine zweckdienliche eigene Methode zur Fixierung der Pulsabnehmer angewandt.

Hierzu wurde der Carotispulsabnehmer an einem 4cm breiten und 50cm langen elastischen, mit Klettverschluß versehenen Band befestigt, womit er besonders einfach und zugleich sicher zu plazieren war.

In Modifikation der"künstlichen Hand" nach WEZLER wurde der Femoralispulsabnehmer nicht mit den sonst üblichen Gurten gehalten, sondern mittels eines Systems aus gelenkig verbundenen Aluminiumschienen schnell in die richtige Position gebracht, wobei bereits das Eigengewicht des Haltearmes eine stabile Lage bewirkte(Abb.2).

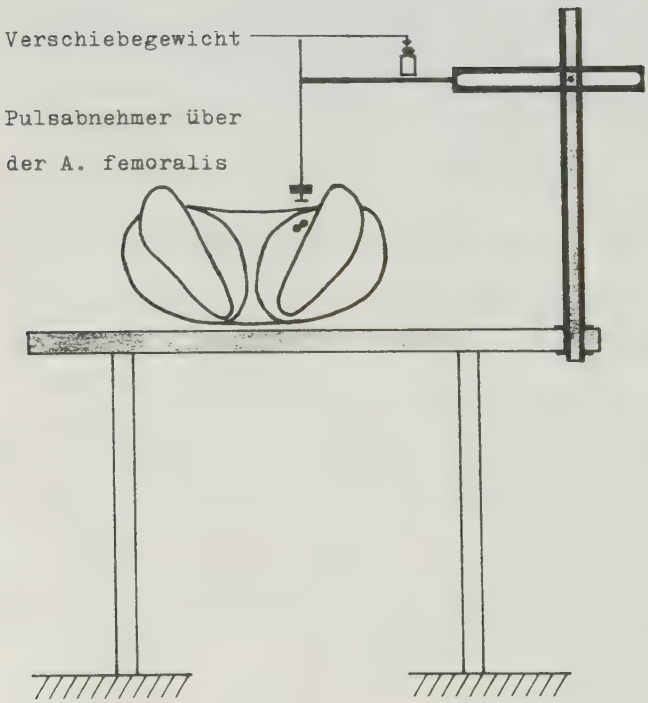
E. Erläuterungen zur Auswertung der sphygmographischen Kreislaufanalyse

Da die Kreislaufsituation der Probanden weitgehend leistungsbezogen erfaßt werden sollte, galt es, die Pulskurvenschreibungen möglichst rasch im Anschluß an die Belastung durchzuführen. Die Registrierung erfolgte damit in einem Intervall der Erholungsphase, in dem Kreislaufparameter relativ große Änderungen pro Zeiteinheit erfahren (17).

Mit einem Papiervorschub von 50mm/sec wurde ein Streifen von einem bis zwei Metern Länge geschrieben und

Abbildung 2:

Modifizierte "künstliche Hand"



gleichzeitig die automatische Blutdruckmessung ausgelöst.- Der 20 bis 40sec dokumentierende Papierstreifen wurde zunächst grob durchmustert, die Abschnitte, die aufgrund respiratorischer Einflüsse besonders starke Schwankungen aufwiesen, wurden entfernt. Zur endgültigen Auswertung der Pulskurven wurden drei bis fünf aufeinanderfolgende Herzaktionen herangezogen, deren R-Zackenabstände nicht mehr als 0.5mm, entsprechend 0.01sec, voneinander abwichen.

E.1. Die Daten, die aus der sphygmographischen Kreislaufanalyse gewonnen werden (Abb.3)

- Pulsdauer: Der Abstand zwischen zwei R-Zacken wird als Pulsdauer, T_{puls} (sec), definiert.
- Pulsfrequenz: Aus der Division von $\frac{60}{T_{puls}}$ ergibt sich die Frequenz, F (min^{-1}).
- Anspannungszeit: Die Zeit, die vom Beginn des ersten Herztones bis zum Beginn des Steilanstieges in der Carotispulskurve verstreicht, wird als Anspannungszeit verstanden: T_{ansp} (sec).
- Austreibungszeit: Der Anspannungszeit folgt die Austreibungszeit, die bis zum Anfang des Steilabfalls in der Carotispulskurve bzw. bis zum Beginn des zweiten Herztones reicht und somit deutlich vor Incisurminimum endet: T_{aus} (sec)
- Systolendauer: T_{syst} (sec), ergibt sich aus der Addition von T_{ansp} mit T_{aus}.

- Diastolendauer: Aus T_{puls} minus T_{syst} errechnet sich T_{diast} (sec).
- Laufzeit der Pulswelle: Ihr entspricht die Zeit des Abstands der Fußpunkte von Carotis- und Femoralispulskurve: Δt (sec).
- Pulswellengeschwindigkeit: Sie ist durch die Division des Weges der Pulswelle durch die Laufzeit definiert: $c = \frac{Weg}{dt}$ $(\frac{m}{sec})$.(Pulswellenweg siehe Abb.4).

E.2. Parameter, die in dieser Kreislaufanalyse nicht erhoben werden

Die Dauer der elektrischen Systole, die der QT-Dauer im EKG entspricht, kann kein Maß für die mechanische, systolische Herzaktion sein, ebensowenig wie die sogenannte elektromechanische Systole, vom Beginn der Q-Zacke bis zum zweiten Herzton, oder die Prä-Ejektionsperiode PEP, die von der Q-Zacke bis zum Steilanstieg der Carotispulskurve gemessen wird.

In den Fällen, in denen der Beginn der Q-Zacke und das Ende der T-Welle eindeutig zu bestimmen war, haben wir die elektrische mit der mechanischen Systolendauer verglichen.

Die Dauer der Grundschwingung der Pulswelle, auch T-femorale genannt, ist der Abstand der beiden Gipfel der Femoralispulskurve (Abb.5). Nach WEZLER-BÖGER ist diese Größe zur Schlagvolumenbestimmung aus einer sphygmographischen Kreislaufanalyse notwendig (28).

Abbildung 3:

Erläuterungen zur Auswertung der sphygmographischen Kreislaufanalyse:

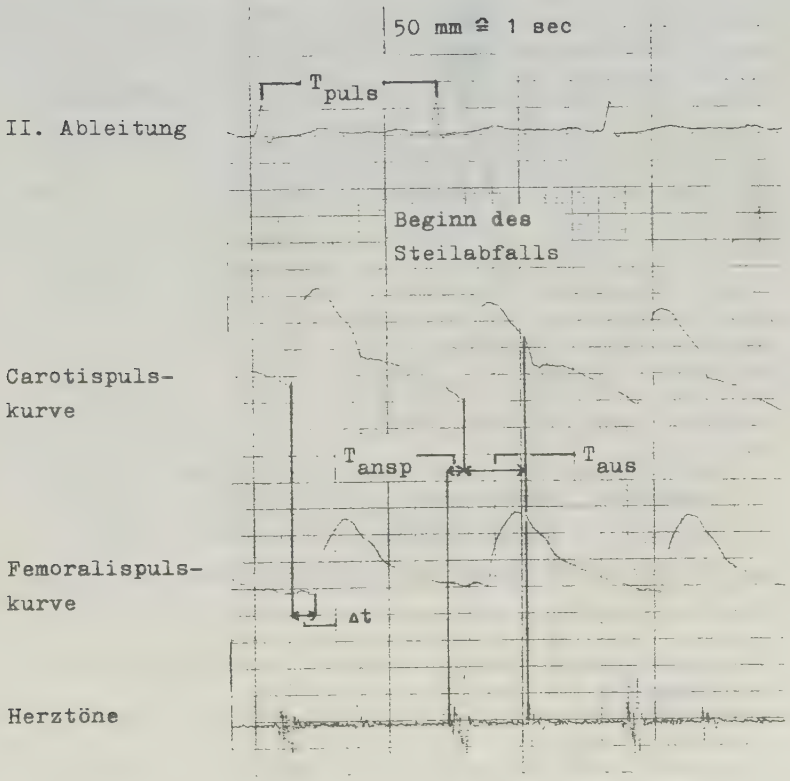
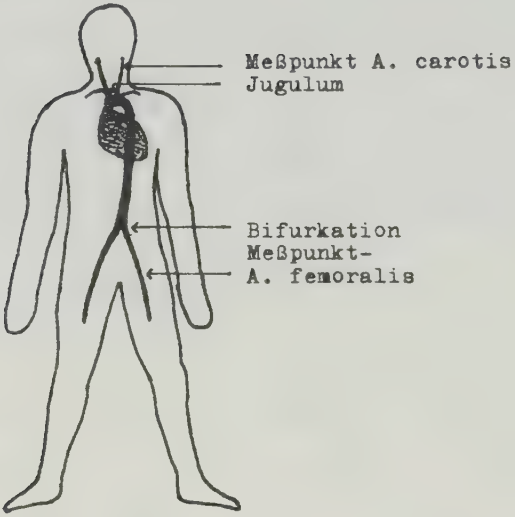


Abbildung 4:

Pulswellenweg



Pulswellenweg =(Strecke x) - (Strecke y)
Strecke x : Jugulum-Bifurkation(entspr. Nabelhöhe)-Meßpunkt A. femoralis
Strecke y : Meßpunkt A. carotis-Jugulum

Abbildung 5:

T - femorale

Leider war aber bei den hier beschriebenen Untersuchungen eine systematische Auswertung im Hinblick auf das T-femorale unmöglich, nicht zuletzt wegen der Schnelligkeit der Pulskurvenregistrierung.

F. Ergebnisse

F.1. Vergleichsgruppenbildung zur Untersuchung von Einflüssen fremdstoffbelasteter Luft

Die anfänglich verfolgte Zielrichtung dieser Arbeit, mögliche Auswirkungen luftverunreinigter Umgebung auf das Kreislaufsystem zu untersuchen, erforderte vornehmlich den Vergleich zwischen den sich entsprechenden Werten, die im Stadion und in Griesheim gemessen wurden.

Im Hinblick auf die unter Ruhebedingungen ermittelten Parameter wurden die im Labor erfassten Daten in den Vergleich Stadion - Griesheim mit einbezogen.

Zunächst wurden zwei Vergleichsgruppen gebildet und statistisch ausgewertet, wobei für jeden der gemessenen Parameter, nach Untersuchungsorten getrennt, Mittelwert, Standardabweichung und Varianz berechnet wurden.

In der ersten Vergleichsgruppe wurden die Ruhewerte von Stadion - Griesheim und Labor mit dem t-Test für unpaarige Stichproben untereinander verglichen, der hier bei erwartungsgemäß nicht divergierenden Befunden dem orientierenden Vergleich dienen soll (Tab.3).

Die zweite Vergleichsgruppe betraf die Werte, welche nach dem jeweiligen Lauf auf den Sportplätzen gewonnen wurden (Tab.4).

In der dritten Vergleichsgruppe wurde die Situation vor und nach der Fahrradergometerbelastung im Labor analysiert, es wurden also die Ruhewerte direkt mit den nach Belastung bestimmten Daten verglichen (Tab.5).

Die sich entsprechenden Daten der Kreislaufparameter der zweiten und driten Vergleichsgruppe wurden jeweils an Hand des t-Testes für gepaarte Proben auf ihre Unterschiede überprüft, während bei den Blutwerten, wegen der aus äußeren technischen Gründen fehlenden Möglichkeit zur Wiederholung der Messungen im Labor, nur der t-Test für unabhängige Proben zur Anwendung kam.(Der Blutgasanalysator stand nur in dem sportmedizinischen Meßwagen zur Verfügung).

In den folgenden Tabellen 3 bis 5 - Ergebnisse der Vergleichsgruppen 1, 2 und 3 - werden Kreislaufdaten und Blutwerte nach a) und b) getrennt aufgeführt.

Tabelle 3:

Ergebnisse des Vergleichs der Ruhewerte, (Gruppe 1)

a) Kreislaufparameter

	Waldstadion			Griesheim			
	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
F	70.66	9.22	85.05	70.60	9.36	87.76	0.027
P_{syst}	125.33	8.60	70.02	124.50	10.36	107.50	0.338
P_{diast}	72.66	8.68	75.40	74.83	9.33	87.04	0.930
b) Blutwerte							
Hkt	43.55	2.36	5.58	44.03	2.60	6.76	-0.779

a) Kreislaufparameter

	Waldstadion			Labor			
	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
F	70.66	9.22	85.05	62.27	7.48	56.05	3.868
P_{syst}	125.33	8.60	70.02	122.66	9.71	94.36	1.125
P_{diast}	72.66	8.68	75.40	69.66	7.30	53.33	1.448
b) Blutwerte							
Hkt	43.55	2.36	5.58	45.03	2.25	5.09	-2.514

a) Kreislaufparameter

	Griesheim			Labor			
	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
F	70.60	9.36	87.76	62.27	7.48	56.05	3.801
P_{syst}	124.50	10.36	107.50	122.66	9.71	94.36	0.707
P_{diast}	74.83	9.33	87.04	69.66	7.30	53.33	2.388
b) Blutwerte							
Hkt	44.03	2.60	6.76	45.03	2.25	5.09	-1.590

Anwendung des t-Testes für unabhängige Proben,
Anzahl n = 30, Freiheitsgrad = 58, Signifikanzschranken:
Unterschied wahrscheinlich bei alpha = 0.05 t = 1.6716
Unterschied gesichert bei alpha = 0.01 t = 2.3920
Unterschied hoch gesichert bei alpha = 0.001 t = 3.4670

Tabelle 4:

Ergebnisse des Vergleichs der Werte nach Belastung, (Gruppe 2)

a) Kreislaufparameter

	Waldstadion			Griesheim			
	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
F	102.79	10.22	104.54	94.61	9.94	98.99	3.002
T_{puls}	0.589	0.057	0.003	0.627	0.068	0.004	3.104
T_{syst}	0.281	0.029	0.0008	0.277	0.026	0.0007	0.550
T_{diast}	0.307	0.039	0.0015	0.350	0.054	0.003	4.757
T_{ansp}	0.064	0.012	0.0001	0.065	0.012	0.0001	0.735
T_{aus}	0.217	0.021	0.0004	0.211	0.023	0.0005	1.154
c	651	88.66	7861	653	93.57	8755	0.163
P_{syst}	134.86	12.25	150.06	128.66	11.36	129.04	2.074
P_{diast}	69.40	13.96	194.88	63.50	11.97	143.28	2.032
$P_{s.}-P_{d.}$	65.46	21.17	448.46	65.16	17.24	279.21	0.060

Anwendung des t-Testes für gepaarte Proben, Freiheitsgrad = 29 (n = 30), Signifikanzschranken:
Unterschied wahrscheinlich bei alpha = 0.05 t = 1.699
Unterschied gesichert bei alpha = 0.01 t = 2.462
Unterschied hoch gesichert bei alpha = 0.001 t = 3.659

b) Blutwerte

	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
Hkt	44.03	2.76	7.63	43.96	2.66	7.09	0.090
PO_2	80.72	8.46	71.67	78.80	7.78	60.53	0.916
PCO_2	32.94	2.69	7.257	36.61	3.57	12.745	1.630
pH	7.378	0.040	0.001	7.350	0.034	0.001	2.852

Anwendung des t-Testes für unabhängige Proben,
Freiheitsgrad = 58, (n = 30), Signifikanzschranken:
Unterschied wahrscheinlich bei alpha = 0.05 t = 1.671
Unterschied gesichert bei alpha = 0.01 t = 2.392
Unterschied hoch gesichert bei alpha = 0.001 t = 3.467

Tabelle 5:

Ergebnisse des Vergleichs der Meßwerte vor und nach Belastung, (Gruppe 3)

a) Kreislaufparameter

	Labor/Ruhe			Labor/Belastung			
	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
F	62.27	7.48	56.05	72.43	14.42	207.96	4.284
T_{puls}	0.976	0.114	0.013	0.856	0.151	0.023	4.717
T_{syst}	0.335	0.013	0.0001	0.318	0.024	0.0006	4.164
T_{diast}	0.641	0.107	0.0110	0.538	0.131	0.0170	4.395
T_{ansp}	0.064	0.011	0.0001	0.062	0.011	0.0001	1.211
T_{aus}	0.271	0.013	0.0001	0.256	0.022	0.0005	3.780
c	585	90.57	8204	550	64.42	4150	2.377
P_{syst}	122.66	9.71	94.36	125.83	11.22	126.00	1.773
P_{diast}	69.66	7.30	53.33	69.06	10.88	118.54	0.319
$P_{s.}-P_{d.}$	53.00	12.21	149.31	56.76	15.72	247.42	1.644

Anwendung des t-Testes für gepaarte Proben, Freiheitsgrad = 29, (n = 30), Signifikanzschranken wie in Tab. 4 a)

b) Blutwerte

	$\bar{x}$	s	s^2	$\bar{x}$	s	s^2	t
Hkt	45.033	2.258	5.098	44.400	2.20	4.84	1.099
Hb	15.140	0.837	0.701	14.95	0.875	0.767	0.828
HbCO	0.640	1.042	1.086	0.283	0.492	0.242	1.696
$S.-O_2$	54.477	18.105	327.790	64.133	17.485	305.731	2.101

Anwendung des t-Testes für unabhängige Proben, Freiheitsgrad = 58, (n = 30), Signifikanzschranken wie in Tab. 4 b).

F.1.a. Ergebnisanalyse der Vergleichsgruppen

Zu Gruppe 1a), (Tab.3a)):

Beim Vergleich der Ruhewerte der drei Versuchsdurchgänge ist vor allem die im Labor hoch signifikant niedrigere Frequenz gegenüber Stadion und Griesheim bemerkenswert. Hinzu kommt das gleichsinnige Verhalten des systolischen und des diastolischen Blutdruckes, wobei jedoch nur der Unterschied für P_{diast} beim Vergleich Griesheim - Labor als wahrscheinlich gelten kann.(Tab.3)

Die Gründe für die beschriebenen Differenzen dürften zum einen darin liegen, daß die Probanden die Ruhephase auf den Sportplätzen in sitzender Position und im Labor im Liegen verbrachten, zum anderen wurden diese Parameter sicher auch von den äußeren Versuchsbedingungen mit beeinflußt. Die drei völlig verschiedenen Umgebungen dürften schon eine Eigenwirkung auf die Psyche der Versuchspersonen ausgeübt haben; die Bedeutung der im Labor konstant gehaltenen Raumtemperatur im Gegensatz zu überwiegend sommerlichen Temperaturen auf den Sportplätzen, muß im Zusammenhang mit den dargelegten Ergebnissen unterstrichen werden, sie trägt zu der im Labor kleineren Varianz der Ruhewerte bei.

Zu Gruppe 1b), (Tab.3b)):

Die im Stadion und in Griesheim gemessenen Hkt-Werte vor Belastung zeigen keinen statistisch sicheren Unterschied. - Da diese Feststellung ebenso für die Kreislaufdaten Frequenz und Blutdruck zutrifft, dürfte die körperliche Ausgangssituation auf den Sportplätzen, soweit

sie mit diesen wenigen Parametern beschrieben werden kann, als nahezu identisch angesehen werden.

Der geringen Differenz der in Ruhe bestimmten Hämatokrit-Werte zwischen Labor und Sportplätzen, sollte schon wegen des zeitlichen Abstandes zwischen den Versuchsdurchgängen keine Bedeutung beigemessen werden.

Zu Gruppe 2a), (Tab.4a)):
Bei der Betrachtung des statistischen Vergleichs der Werte nach Belastung finden sich im Stadion für T_{puls} und T_{diast} signifikant bzw. hoch signifikant niedrigere Resultate als in Griesheim, die errechnete Frequenz liegt dementsprechend höher. Ebenso wird der systolische Blutdruck im Stadion signifikant gesichert höher gemessen als in Griesheim.
Nicht gesicherte Änderungen, wie die im Stadion längere Systolendauer, die größere Austreibungszeit bei kürzerer Anspannungszeit, fügen sich in das Bild der statistisch signifikanten Unterschiede derart ein, daß man von einem höheren Leistungsniveau des Kreislaufs im Stadion sprechen könnte. Die physiologische wärmeregulatorische Anpassung an etwas höhere Außentemperaturen beim Versuchsdurchgang im Waldstadion ist für die beschriebenen Leistungsdifferenzen wenigstens teilweise mitverantwortlich zu machen (Tab.4).

Zu Gruppe 2b), (Tab.4b)):
Lediglich bei der Blutgasanalyse findet sich eine erwähnenswerte Verschiedenheit zwischen den Ergebnissen nach Belastung.

Der Unterschied der pH-Werte ist statistisch gesichert, während das gegensinnige Verhalten der PCO_2-Werte nicht entsprechend verifizierbar ist. Da nun das Laktat nicht bestimmt wurde, läßt sich nur vermuten, daß die divergierenden Daten im Säure-Basen-Haushalt des Blutes durch stärkere Ventilation nach größerer Leistung zustande gekommen sind. Ein individuell gleichwertiger Trainingszustand der Probanden wäre hierfür vorauszusetzen.(Tab.4)

Zu Gruppe 3a), (Tab.5a):
Der Vergleich der Mittelwerte der Untersuchungen vor und nach Belastung im Labor, zeigt die auf körperliche Leistung zu erwartende Kreislaufreaktion in entsprechenden Änderungen der Parameter. Bemerkenswert erscheint, daß hoch signifikante Unterschiede nur bei der Analyse der Pulskurven gefunden werden, während der Blutdruck lediglich systolisch einen statistisch relevanten Anstieg erfährt (im Bereich der 5% - Irrtumswahrscheinlichkeit).

Zu Gruppe 3b), (Tab.5b):
Die Parameter Hkt, Hb und HbCO ändern sich durch die Fahrradergometerbelastung nicht wesentlich. Die venöse Sauerstoffsättigung liegt nach der Leistung schwach signifikant höher als in Ruhe, es ist anzunehmen, daß dies auf eine geringere Sauerstoffausnutzung bei größerem Herzminutenvolumen zurückzuführen ist.

F.1.b. Diskussion

1) Die Bewertung des statistischen Vergleichs zwischen den in Stadion und Griesheim gemessenen Werten, hängt wesentlich von den ermittelten aktuellen Immissionsverhältnissen ab. Zwar finden sich in Griesheim deutlich höhere Zahlen für SO_2, NO_2, Staub und Blei, jedoch konnte gerade in der CO-Konzentration kein Unterschied gemessen werden, obwohl nach den beiden Immissionskatastern erhebliche Unterschiede erwartet worden waren.

2) Der Ruhewertevergleich Stadion - Griesheim ist insofern bemerkenswert, als hier weitgehende Übereinstimmung der Parameter vorherrscht. Dies rechtfertigt retrospektiv den Verzicht auf eine sphygmographische Kreislaufanalyse vor den beiden Läufen. Demnach dürfte auch die in Griesheim für Sportler ungewohnte Umgebung - der Sportplatz liegt beengt inmitten eines Industriegebietes - auf die äußeren Ausgangsbedingungen keinen Einfluß gehabt haben.

3) Für den Lauf selbst könnte von Bedeutung gewesen sein, daß in Griesheim keine übliche 400m Aschenbahn zur Verfügung stand, sondern nur eine rechteckige Laufstrecke um ein Fußballfeld, so daß auch mehr Runden absolviert werden mußten.

4) Ein systematischer Fehler bei der Durchführung der sphygmographischen Messungen könnte darauf beruhen, daß wir im Stadion den Untersuchungsplatz direkt neben der Aschenbahn, unter einem Vordach des Meßwagens einrichten

konnten, während die Untersuchungen in Griesheim in einem vorbereiteten Umkleideraum stattfanden. Dies erleichterte zwar die technische Versuchsdurchführung, zog aber teilweise auch eine Verlängerung der Zeit vom Ende des Laufs bis zum Beginn der Meßung nach sich. Im übrigen war es mit Rücksicht auf die Belastung der Probanden nicht möglich, diesen Zeitabstand für alle Versuchspersonen einheitlich festzulegen.

5) Die relativ große Varianz der Pulsfrequenz im Untersuchungsdurchgang Labor/Belastung ist im Vergleich zur Varianz der Ruhefrequenz auffällig (14.42 und 7.48, s. Tab.5). Die Breite des Frequenzbereichs dF, $dF = F_{max} - F_{min}$, ist hier mit 59(min^{-1}) am größten, für Labor/Ruhe ergibt sich dF=33(min^{-1}), für Stadion/Belastung gilt dF=42(min^{-1}) und für Griesheim/Belastung dF=45(min^{-1}). Da die Fahrradergometerbelastung für alle Versuchspersonen als gleichwertig betrachtet werden darf, läßt eine vergleichende Frequenzanalyse nach dieser Untersuchung eher Rückschlüsse auf den Trainingszustand des Einzelnen zu, als nach den beiden Laufbelastungen. Zwei Beispiele sollen dies verdeutlichen:

		L/R	L/B	S/B	G/B
Fall A: 24 J.	Frequenz	49	52	122	89
Fall B: 21 J.		71	111	122	108

(L/R: Labor/Ruhe, L/B: Labor/Belastung usw.)

A und B haben verschiedene Ruhefrequenzen, nach der Belastung im Stadion wird bei beiden der gleiche Wert gemessen, aber nach der Fahrradergometerbelastung

hat A beinahe die Ruhefrequenz schon wieder zum Zeitpunkt der Messung erreicht, ganz im Gegensatz zu Proband B. Eine einmalige Frequenzmessung nach den Läufen, wäre zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit des Einzelnen im Vergleich zum Gesamtkollektiv wenig dienlich gewesen. Hierzu gibt erst die standardisierte Fahrradergometerbelastung die entscheidenden Aufschlüsse.

6) Die in Stadion und Griesheim durchgeführten Blutgasanalysen könnten durch einen systematischen Fehler beeinflußt worden sein, der auf dem Verschleiß der Meßelektroden beruht und auch durch häufigere Eichungen nicht ganz ausgeschlossen werden konnte. (Der Meßwagen wurde zwischen unseren beiden Feldexperimenten wieder von einem Freiburger Team benutzt.)

F.1.c. Bewertung der Ergebnisse

Die den Vergleich der Außenbedingungen zwischen Stadion und Griesheim betreffenden Überlegungen, lassen eine weitergehende Auswertung der Ergebnisse im Sinne der ursprünglichen Zielsetzung dieser Arbeit, einem Erkenntnisgewinn nicht dienlich erscheinen.

Hingegen verspricht eine Analyse des Kreislaufverhaltens, unter den hier gegebenen drei verschiedenen Leistungsbedingungen, aufschlußreiche Aussagen, - auch über die Bedeutung einzelner Kreislaufparameter hinaus.

G. Analyse des Kreislaufs in Ruhe und nach abgestufter körperlicher Belastung

Zur Erörterung dieser Fragestellung werden die Versuchsdurchgänge mit sphygmographischer Kreislaufanalyse in die folgenden Abstufungen eingeteilt:

1. Stufe: die für das Kreislaufsystem günstigste Ruhelage (entspricht den Ruhebedingungen im Labor).

2. Stufe: Zustand nach mäßiger dynamischer Belastung, deren Dauer vom Leistungsvermögen des einzelnen Probanden abhängt, (entspricht der Fahrradergometerbelastung).

3. Stufe: Zustand nach stärkerer Belastung, welche deutliche Anforderungen an den Trainingszustand des Probanden stellt, (entspricht den 4000m Läufen).

Die bereits berichteten signifikanten Unterschiede der Ergebnisse zwischen Stadion und Griesheim ließen allerdings auch eine Zweiteilung der dritten Stufe zu.

Tabelle 6 zeigt eine Gegenüberstellung der Mittelwerte im Sinne der Belastungsabstufung. Hier finden sich deutliche Hinweise für die von anderen Autoren untersuchte Frequenzabhängigkeit einzelner Kreislaufparameter (1, 10, 15, 19). Dieser Komplex wird in den folgenden Abschnitten erörtert.

G.1. Die Frequenzabhängigkeit systolischer Zeitintervalle

Tabelle 6 gibt eine Übersicht über die Änderungen der Mittelwerte aller gemessenen Kreislaufdaten in Abhängigkeit von ansteigenden Leistungsbedingungen. Die mittlere Frequenz beträgt in Ruhe nur 62(min^{-1}) und wächst nach Belastung bis auf 102(min^{-1}) an.

Der hier beurteilte Frequenzbereich ist vor allem durch eine relativ niedrige Ruhefrequenz gekennzeichnet. Die Systolendauer nimmt mit dem Ansteigen der Frequenz, ebenso wie die Austreibungszeit, stetig ab, jedoch erfahren beide Parameter im höchsten Frequenzbereich wieder einen leichten Anstieg (Tab.6). - Diese hinlänglich bekannten qualitativen Beziehungen zwischen Pulsfrequenz und systolischen Zeitintervallen werden im weiteren Verlauf der vorliegenden Ausführungen Gegenstand der Erarbeitung quantitativer Zusammenhänge.-

Die Mittelwerte der Anspannungszeit weisen nicht auf diese klare Frequenzabhängigkeit hin.

Die Verkürzung der Pulsdauer unter Leistungsbedingungen geht zu Lasten der Diastolendauer, deren niedrigster Wert bei maximaler Belastung mehr als um die Hälfte kleiner ist als der in Ruhe gemessene Wert.

Anhand verschiedener Korrelationsanalysen werden die oben beschriebenen Verhältnisse veranschaulicht(Abb.6-8).

Tabelle 6:

Übersicht über die Mittelwerte der gemessenen Kreislaufparameter in der Reihenfolge der drei Leistungsstufen

	Stufe 1		Stufe 2		Stufe 3		
	L/R		L/B		G/B		S/B
F	62	+	72	+	96	+	102
T_{puls}	0.976	-	0.856	-	0.627	-	0.589
T_{syst}	0.335	-	0.318	-	0.277	+	0.281
T_{diast}	0.641	-	0.538	-	0.350	-	0.307
T_{ansp}	0.064	-	0.062	+	0.065	-	0.064
T_{aus}	0.271	-	0.256	-	0.211	+	0.217
c	585	-	550	+	653	-	651
P_{syst}	122	+	125	+	128	+	134
P_{diast}	69.6	-	69.0	-	63.5	+	69.4
$P_{s.}-P_{d.}$	53.0	+	56.0	+	65.1	+	65.4

Erläuterungen:

L/R: Labor/Ruhe

L/B: Labor/Werte nach Fahrradergometerbelastung

G/B: Griesheim/Werte nach Laufbelastung

S/B: Stadion/Werte nach Laufbelastung

+ : Mittelwertanstieg von niedriger zu höherer Stufe,

- : Mittelwertabfall

die Anzahl der gemessenen Werte pro Parameter ist in allen Versuchsdurchgängen n = 30.

(die mögliche Teilung der dritten Stufe in G/B und S/B ist hier berücksichtigt worden)

G.2. Regressionsanalysen der Beziehungen systolische Zeitintervalle - Pulsfrequenz

G.2.a. Zur Anspannungszeit

Die Abhängigkeit von T_{syst} und T_{aus} von der Frequenz wird in den Abb.6 und 7 dargestellt. Es sind die Meßwerte aller drei Leistungsstufen gegen F aufgetragen und die zugehörigen Regressionsgeraden errechnet und eingezeichnet worden. Bei der vergleichenden Betrachtung fällt die annähernde Parallelität der Geraden auf. Zur Verdeutlichung zeigt Abb.8 beide Parameter in einem Graph. Aus der weitgehenden Parallelität läßt sich ersehen, daß der Abstand zwischen den beiden Korrelationsgeraden nur geringfühgig von einem konstanten Wert abweicht. Dieser Abstand entspricht der Differenz zwischen T_{syst} und T_{aus}, nämlich der Anspannungszeit. So ergibt auch die Subtraktion der Korrelationsgleichungen jene für T_{ansp}. Dabei wird das Steigungsmaß "b", um mehr als eine Zehnerpotenz kleiner, was bedeutet, daß die Frequenz auf die Anspannungszeit nur einen geringen Einfluß hat. Es kann somit von einer weitgehenden Frequenzunabhängigkeit der Anspannungszeit gesprochen werden.- Diese Aussage erscheint vor allem angesichts der Höhe der Korrelationskoeffizienten bei linearer Abhängigkeit der Funktionen $T_{syst} = f(F)$ und $T_{aus} = f(F)$ gerechtfertigt. Die Gleichungen der Korrelationsgeraden und ihre Koeffizienten lauten:

$T_{syst} = 0.4285 - 0.0015\ F$ $\qquad r = -0.8648$

$T_{aus} = 0.3583 - 0.0014\ F$ $\qquad r = -0.8672$

daraus ergibt sich: $T_{ansp} = 0.0675 - 0.0001\ F$

Abbildung 6:

Abhängigkeit der Systolendauer von der Frequenz (n = 120)

$T_{syst} = f(F)$

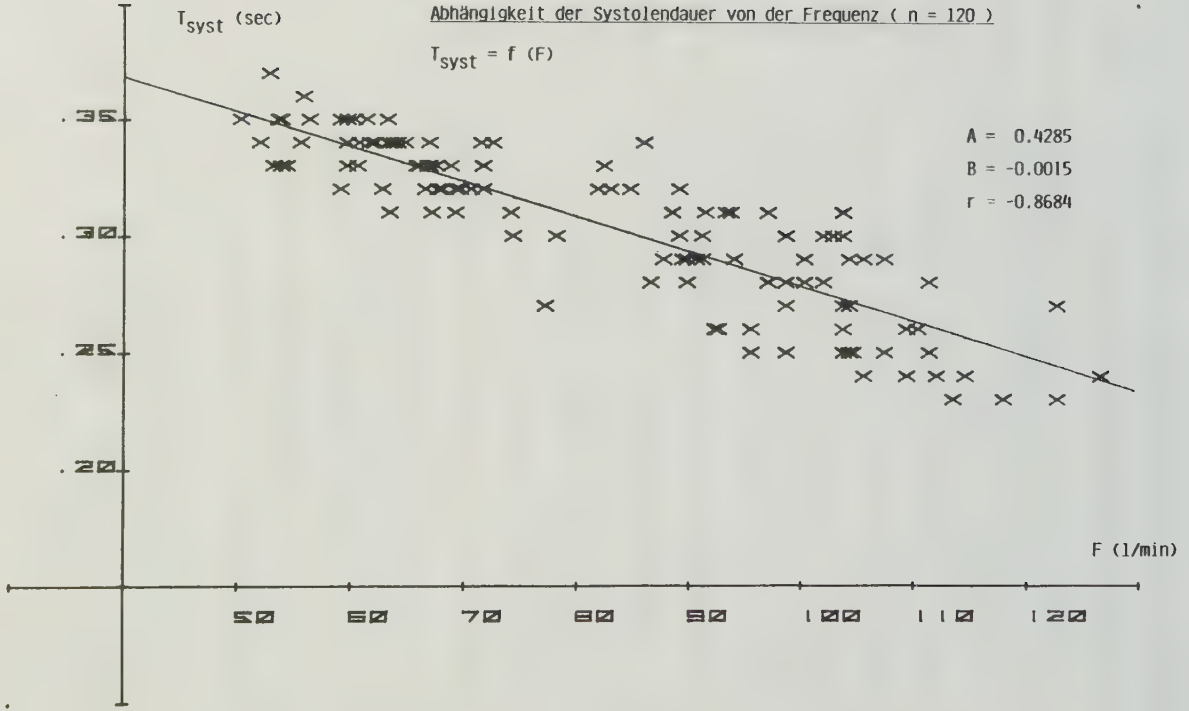


Abbildung 7:

Abhängigkeit der Austreibungszeit von der Frequenz (n = 120)

$T_{aus} = f(F)$

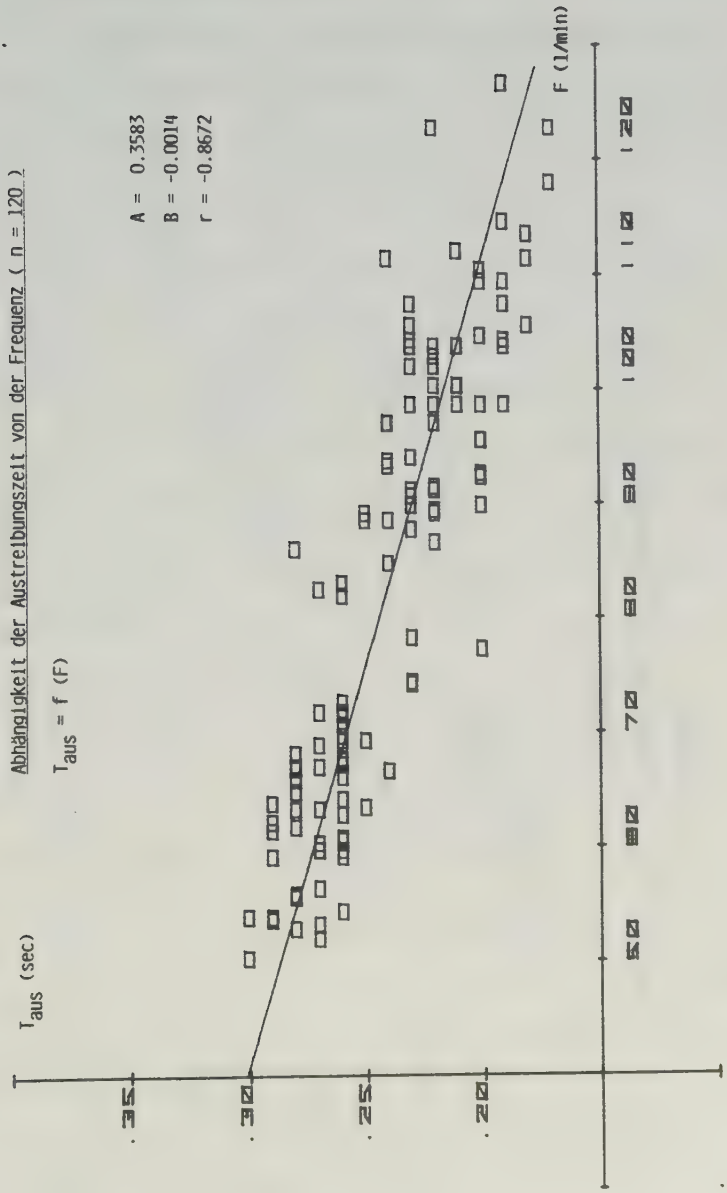
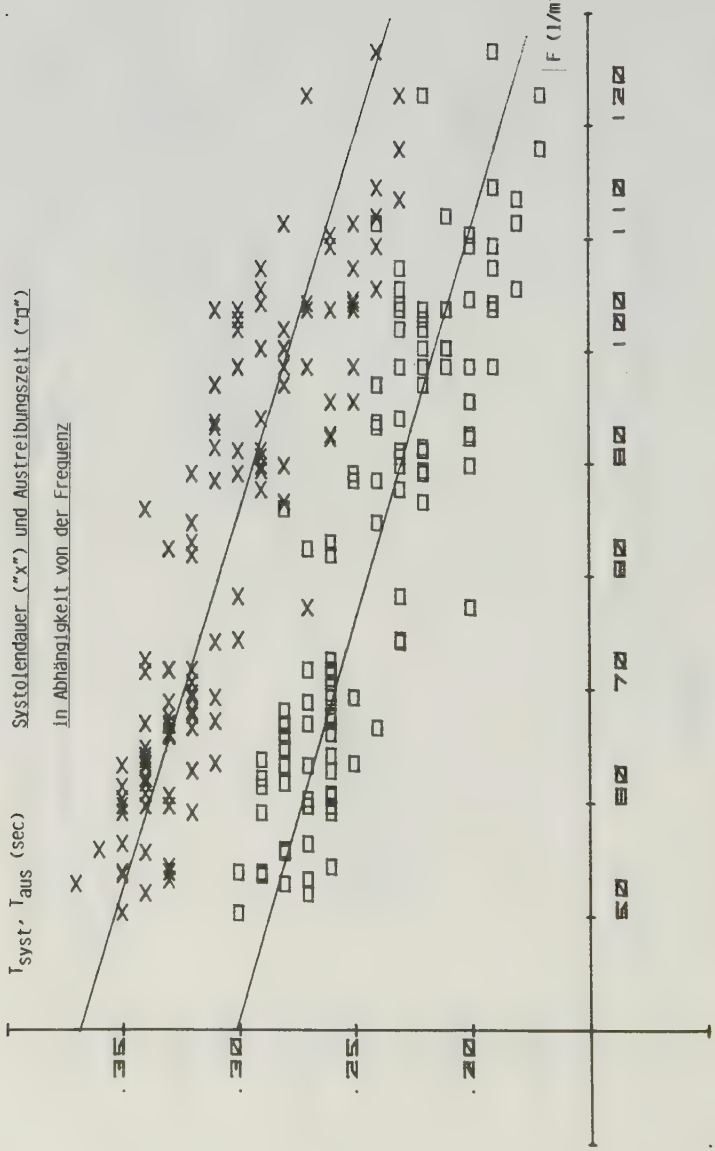


Abbildung 8:

T_{syst}, T_{aus} (sec) Systolendauer ("x") und Austreibungszeit ("□")

in Abhängigkeit von der Frequenz



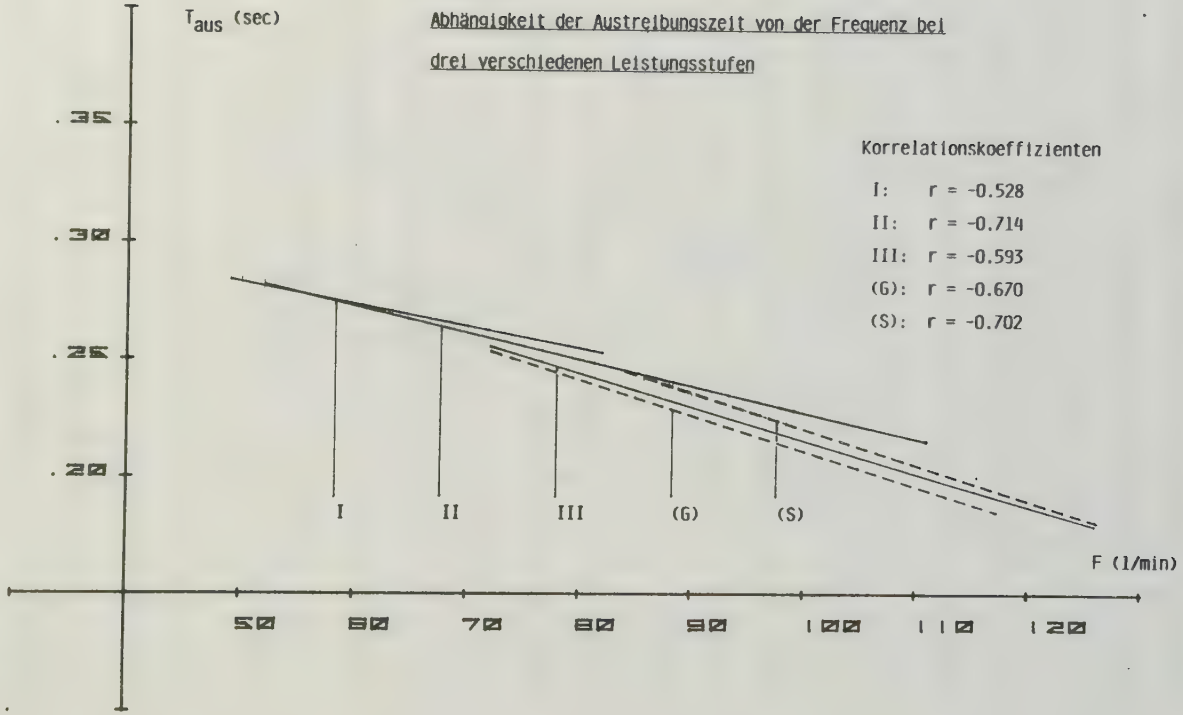
G.2.b. Die Austreibungszeit

Die oben bezüglich der Anspannungszeit gewonnene Erkenntnis unterstreicht andererseits die Bedeutung der Austreibungszeit im Sinne der frequenzabhängig variablen Größe in der Systolendauer. STAFFELD u.a.(27) finden eine lineare Beziehung zwischen LVET und F (LVET = left ventricular ejection time, entspricht hier T_{aus}) nur über kleinere Frequenzbereiche. Bei Ermittlung des Zusammenhanges unter Aufteilung der Frequenzen in die drei Leistungsstufen, werden die Abhängigkeiten, wie Abb.9 zeigt, tatsächlich loser. Außer den Regressionsgeraden für die einzelnen Frequenzbereiche der drei Leistungsstufen, ist auch die mögliche Teilung der dritten Stufe in die Gruppen Griesheim und Stadion eingestellt. Mit steigender Frequenz ist eine Zunahme der Neigung der jeweils folgenden Regressionsgerade zu verzeichnen. Bei Aufschlüsselung der dritten Stufe liegt die Regressionsgerade der Gruppe Griesheim, im Sinne niedrigerer Werte für T_{aus}, gegenüber der Gerade "Stadion" parallel verschoben, während jene den höheren Frequenzbereich auch mit höheren Zahlen für T_{aus} repräsentiert. Darin ist der bei extremen Tachykardien asymptotische Verlauf der Funktion $T_{aus} = f(F)$, zumindest angedeutet. Dennoch läßt sich für die Gruppe Stadion eine gute lineare Regression errechnen: $r = -0.7023$ (Tab.8).

Interessant ist sicherlich, daß der Korrelationskoeffizient der Ruhewerte mit $r = -0.582$ der niedrigste von allen ist.

Abbildung 9:

Abhängigkeit der Austreibungszeit von der Frequenz bei drei verschiedenen Leistungsstufen



In Stufe II, es ist jene mit dem breitesten Frequenzbereich, besteht zwischen T_{aus} und F die beste lineare Korrelation: r = -0.714.- Die weitgehende Übereinstimmung der Geradengleichungen von Stufe III mit derjenigen für alle Werte (n=120), ist schon darauf zurückzuführen, daß in dieser Gruppe bereits die Hälfte aller Daten enthalten sind.

G.2.c. Der Term $T_{aus} = f(F)$ in nicht linearer Korrelation

Die Möglichkeiten der nicht linearen Korrelation von $T_{aus} = f(F)$, wurden mit Hilfe eines fertigen Rechnerprogrammes überprüft. Da selbst für die Funktion $y = a + bx + cx^2$, in welcher der quadratische Summand als zusätzliche Anpassung wirkt, nur ein minimal höherer, nahezu identischer Korrelationskoeffizient gefunden wurde (r = -0.86798), als bei linearer Abhängigkeit (r = -0.8672), kann von echter Linearität der Beziehung $T_{aus} = f(F)$ ausgegangen werden (Tab.8).

G.2.d. Signifikanzprüfung der Korrelationskoeffizienten der Funktionen $T_{aus} = f(F)$ und $T_{syst} = f(F)$

Aus dem regressionsbezogenen F-Wert werden die t-Werte für die in Tab.8 angegebenen linearen und den quadratischen Korrelationskoeffizienten errechnet ($t=\sqrt{F}=\frac{r^2}{r^2-1}(n-2)$). Hieraus ergibt sich die hoch signifikante Sicherung der Korrelationskoeffizienten der Beziehung $T_{syst} = f(F)$ (n=120) und aller Regressionen des Terms $T_{aus} = f(F)$, außer in der Leistungsstufe I (Labor/Ruhe), wo die statistische Sicherheit des Korrelationskoeffizienten im Bereich der 1%-Irrtumswahrscheinlichkeit liegt.

Tabelle 8:

Die Korrelationen der Beziehungen

a) $T_{aus} = f(F)$

b) $T_{syst} = f(F)$

- ihre Geradengleichungen,
- die Korrelationskoeffizienten
- Signifikanzprüfung der Abhängigkeiten

a) $T_{aus} = f(F)$ 1. $y = a + bx$

Leistungsstufe	Anzahl n	a	b	r	t
alle Gruppen	120	0.3583	-0.0014	-0.8672	18.91
Stufe I: L/R	30	0.3310	-0.00095	-0.5287	3.29
Stufe II: L/B	30	0.3390	-0.0011	-0.7147	5.40
Stufe III: S u. G	60	0.3572	-0.0014	-0.5934	3.90
S/B	30	0.3713	-0.0015	-0.7023	5.22
G/B	30	0.3621	-0.0015	-0.6706	4.78

2. $y = a + bx + cx^2$

alle Gruppen (120) a = 0.3694 b = -0.0017 c = 0.0000018
r = -0.8679 t = 19.02

(L/R: Labor/Ruhe, L/B: Labor/Belastung, S/B: Stadion/ Belastung, G/B: Griesheim/Belastung)

b) $T_{syst} = f(F)$ $y = a + bx$

alle Gruppen (120) a = 0.4285 b = -0.0015
r = -0.8684 t = 19.02

Signifikanzprüfung

Grad der Abhängigkeit	alpha	t - Werte bei Freiheitsgrad:		
		29	59	119
wahrscheinlich	0.05	1.699	1.671	1.657
gesichert	0.01	2.462	2.391	2.358
hoch gesichert	0.001	3.659	3.463	3.374

G.3. Die QT-Dauer

Im klinischen Anwendungsbereich wird die QT-Dauer als Maß für die Systolendauer herangezogen. HEGGLIN und HOLZMANN (11) haben mit $QT = 0.39\sqrt{T_{puls}}$ eine statistisch ermittelte, empirische, frequenzabhängige Formel für den Normalbereich von QT angegeben. Anwendung findet sie in den üblichen Vergleichsskalen für QT auf den sogenannten EKG-Linealen. In 47 ausgewählten Fällen dieser Untersuchung war, wie eingangs erwähnt, ein Vergleich der QT-Dauer mit der Systolendauer möglich; damit konnte die elektrische der mechanischen Herzaktion gegenübergestellt werden. Die QT-Dauer ist hier im Mittel um 22% größer als T_{syst} ($s = 7.69$, $s^2 = 59.23$, die prozentuale Abweichung betreffend). Nach Frequenzbereichen wurde hier nicht unterschieden.

H. Näherungsformeln für die Systolendauer

Zwei empirisch gefundene Näherungsformeln zur Ermittlung der Systolendauer, unter Verwendung der Frequenz als einziger Variablen, hat SINN in einer noch nicht veröffentlichten Mitteilung zur Auswertung für diese Arbeit zur Verfügung gestellt.

Diese beiden Faustformeln lauten:

I. $T_{syst} = \frac{60}{100 + F}$ II. $T_{syst} = \frac{55}{100 + F}$

H.1.a. Vergleich errechneter Näherungswerte mit gemessener Systolendauer

In diesen Vergleich werden einbezogen: die Faustformeln I und II von SINN, die Formel für die QT-Dauer von HEGGLIN

und HOLZMANN (11) und die aus dieser Untersuchung hervorgegangene lineare Regressionsgleichung für T_{syst}, $T_{syst} = 0.4285 - 0.0015F$. Zur Überprüfung der Übereinstimmung errechneter und gemessener Werte, wurde zunächst die mittlere prozentuale Abweichung der Soll- (Formel-) von den entsprechenden Ist-Werten (T_{syst}) ermittelt (Tab.9). Schließlich haben wir, auf die Gleichheit der Datenpaare abhebend, den t-Test für gepaarte Proben angewandt und umso niedrigere t-Werte erwartet, je näher errechnete und gemessene Systolendauer zusammen liegen (Tab.10).

H.1.b. Ergebnisse des Vergleichs

Wie zu erwarten, besteht zwischen T_{syst} und der HEGGLIN-Funktion die größte Differenz: die Abweichung vom Soll-Wert liegt bei 11% für n=120, beträgt in Ruhe sogar 14.6% und ist in der Gruppe mit dem höchsten Frequenzniveau (Stadion, n=30) mit 6.8% am geringsten (Tab.9). Laut t-Test unterscheiden sich gemessene Systolendauer und Formelwerte nach HEGGLIN sowohl im Gesamtkollektiv als auch in den Untergruppen hochsignifikant voneinander. Dieser Grad der Signifikanz ist ebenso kennzeichnent für den Vergleich Systolendauer/Faustformel I (Tab.10). Jedoch vermindert sich hier die prozentuale Abweichung mit steigender Frequenz nicht im gleichen Ausmaß wie zuvor (Tab.9).

Die Ergebnisse der Vergleiche T_{syst}/Faustformel II und T_{syst}/lineare Regressionsgleichung zeigen eine ähnliche Tendenz zur Frequenzabhängigkeit der Abweichungen von den

Tabelle 9:

Statistik der prozentualen Abweichungen errechneter Ist-Werte von gemessenen Soll-Werten für T_{syst}.

Untersuchungs-durchgang	Ist-Wert/ Formel	%-Abweichung, Soll-Ist $\bar{x}$	s	s^2
	HEGGLIN	11.532	7.449	55.487
alle Gruppen	SINN I	9.308	6.727	45.257
n = 120	SINN II	0.199	6.167	38.028
	lin. Reg.	0.784	6.009	36.112
	HEGGLIN	6.862	7.951	63.213
Stadion/Bel.	SINN I	6.005	7.859	61.758
n = 30	SINN II	-2.829	7.204	51.894
	lin. Reg.	-1.467	7.088	50.233
	HEGGLIN	11.752	8.117	65.892
Griesheim/Bel.	SINN I	10.805	8.024	64.380
n = 30	SINN II	1.572	7.355	54.097
	lin. Reg.	3.239	7.367	54.273
	HEGGLIN	14.650	5.615	31.534
Labor/Ruhe	SINN I	10.427	4.391	19.281
n = 30	SINN II	1.224	4.025	16.202
	lin. Reg.	0.348	3.429	11.759
	HEGGLIN	12.863	5.705	32.544
Labor/Bel.	SINN I	9.996	4.990	24.898
n = 30	SINN II	0.830	4.574	20.921
	lin. Reg.	1.018	4.493	20.191

Tabelle 10:

Vergleich: gemessene Systolendauer - für T_{syst} errechnete Näherungswerte, t-Test für gepaarte Proben.

Untersuchungs-durchgang	T_{syst}/ Formel	$\bar{x}$	s	s^2	t
	T_{syst}	0.3034	0.0343	0.0011	
alle Gruppen	HEGGLIN	0.3379	0.0421	0.0017	17.016
n = 120	SINN I	0.3307	0.0361	0.0013	16.019
	SINN II	0.3032	0.0331	0.0011	0.116
	lin. R.	0.3047	0.0298	0.0008	0.136
	T_{syst}	0.2816	0.0291	0.0008	
Stadion/Bel.	HEGGLIN	0.2989	0.0147	0.0002	4.825
n = 30	SINN I	0.2965	0.0147	0.0002	4.161
	SINN II	0.2718	0.0135	0.0001	2.663
	lin. R.	0.2758	0.0153	0.0002	2.066
	T_{syst}	0.2776	0.0264	0.0007	
Griesheim/Bel.	HEGGLIN	0.3085	0.0165	0.0002	8.675
n = 30	SINN I	0.3059	0.0157	0.0002	7.922
	SINN II	0.2804	0.0144	0.0002	0.773
	lin. R.	0.2850	0.0149	0.0002	1.670
	T_{syst}	0.3356	0.0130	0.0001	
Labor/Ruhe	HEGGLIN	0.3847	0.0227	0.0005	14.747
n = 30	SINN I	0.3704	0.0168	0.0002	13.705
	SINN II	0.3396	0.0154	0.0002	1.658
	lin. R.	0.3365	0.0112	0.0001	0.285
	T_{syst}	0.3186	0.0248	0.0006	
Labor/Bel.	HEGGLIN	0.3595	0.0327	0.0010	12.592
n = 30	SINN I	0.3501	0.0273	0.0007	11.739
	SINN II	0.3209	0.0251	0.0006	0.916
	lin. R.	0.3213	0.0216	0.0004	0.486

Signifikanz der Unterschiede entsprechend den t-Werten in Tabelle 8, Seite 38.

Sollwerten wie die beiden anderen geprüften Gleichungen. Die mittlere Abweichung von T_{syst} beträgt für die Faustformel II jedoch nur 0.199% und die eigene, lineare Regressionsgleichung 0.784% (Tab.9). Hierbei wird ein signifikanter Unterschied nur zwischen der Faustformel II und den im Stadion gemessenen Werten gefunden (Tab.10).

H.1.c. Regressionsanalyse zwischen Näherungsformeln und Systolendauer

Die Beziehungen der Regressionsgeraden zur gedachten 45-Grad-Achse in den Abbildungen 10 bis 13, veranschaulichen die unterschiedlichen Sicherheitsbereiche zur Eingrenzung der Systolendauer durch die vier Formeln. Dabei wird die Ähnlichkeit von HEGGLIN- und Faustformel I n. SINN ebenso sichtbar, wie von Faustformel II und der aus eigenen Experimentalergebnissen berechneten Regressionsgleichung. Die Korrelationskoeffizienten differieren nur geringfühgig, sie betragen für die HEGGLIN-Formel: $r = -0.849$, die Faustformeln I und II: $r = -0.859$ und die eigene Gleichung: $r = -0.867$.

Abbildung 10:

Korrelation: errechnete - gemessene Systolendauer

Formel: (HEGGLIN/HOLZMANN) $T_{syst} = 0.39\sqrt{T_{puls}}$

$r = -0.849$

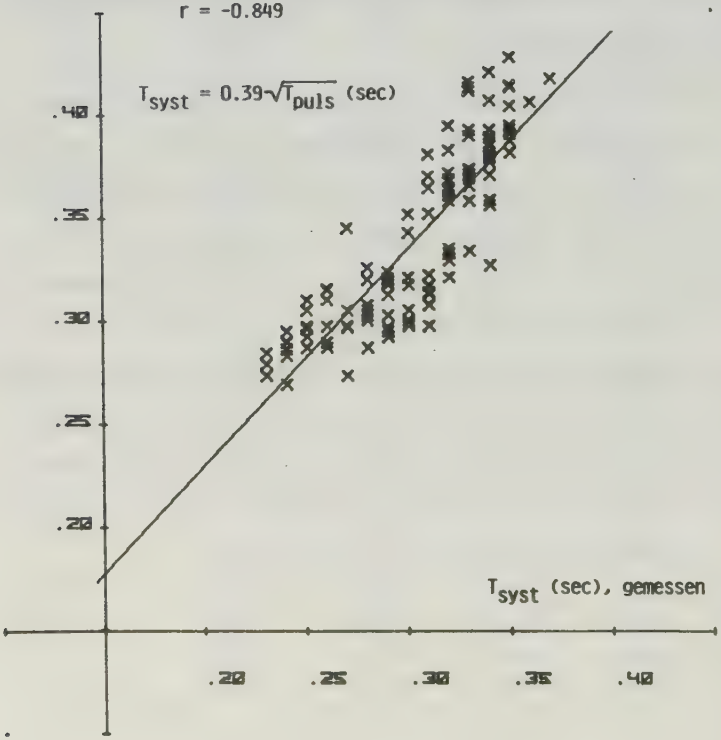


Abbildung 11:

Korrelation: errechnete - gemessene Systolendauer

Formel: (SINN I) $T_{syst} = \frac{60}{100 + F}$

$r = - 0.859$

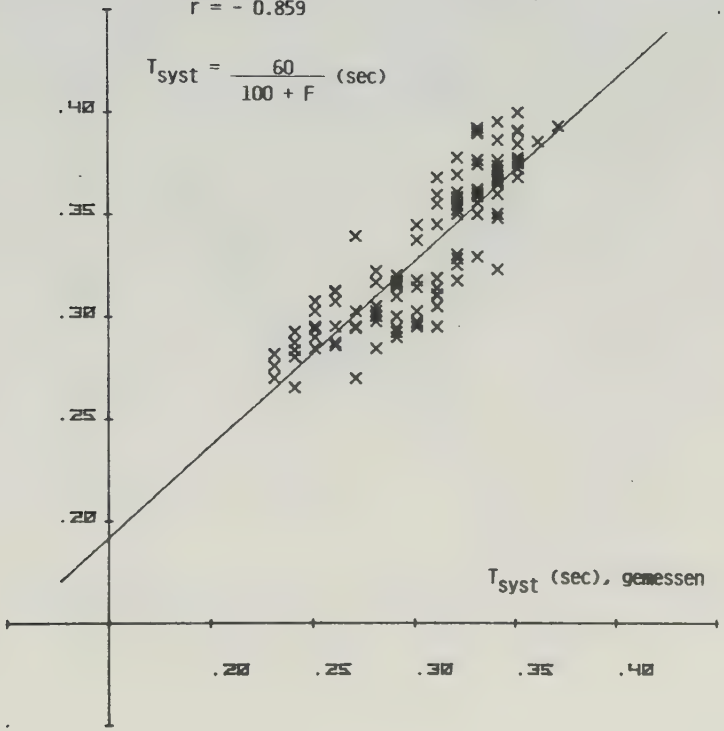


Abbildung 12:

Korrelation: errechnete - gemessene Systolendauer

Formel: (SINN II) $T_{syst} = \frac{55}{100 + F}$

r = -0.859

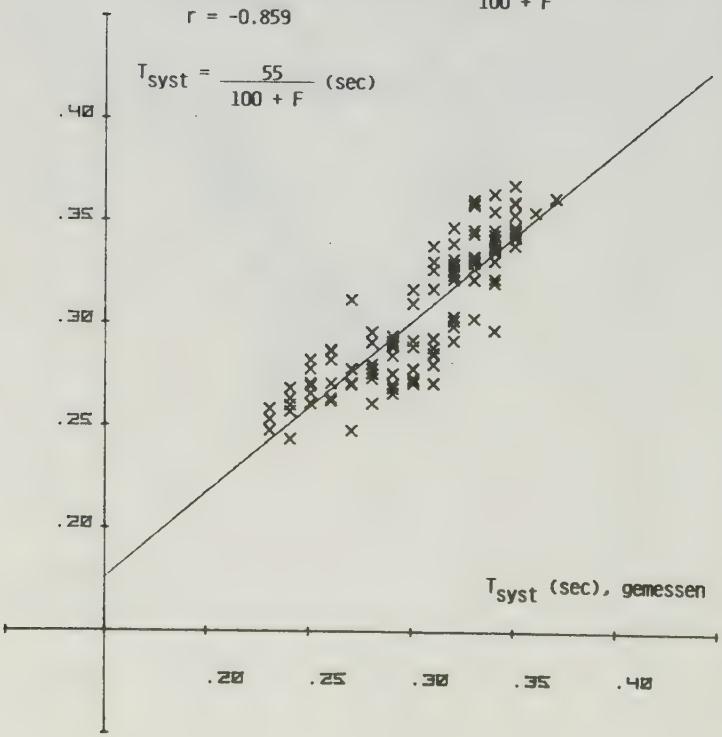
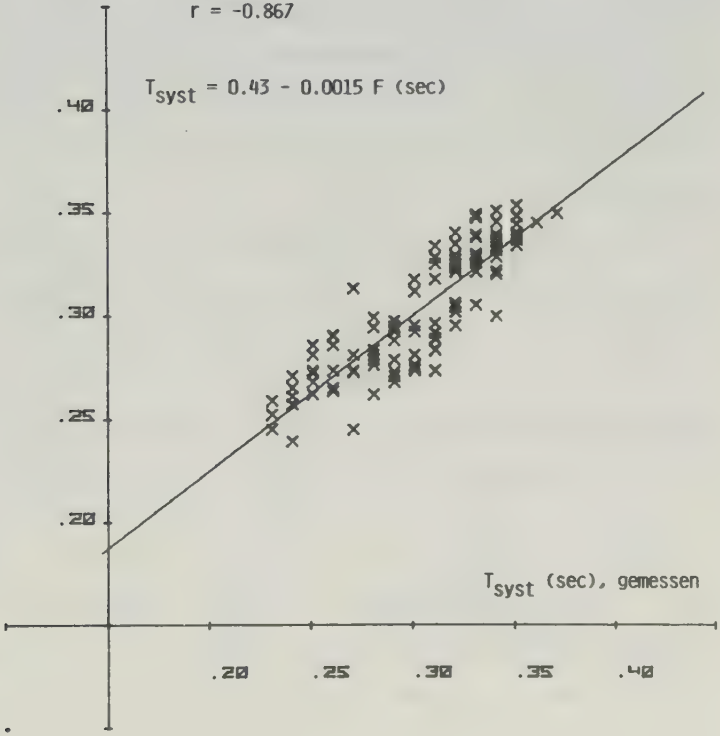


Abbildung 13:

Korrelation: errechnete - gemessene Systolendauer

Formel: (lin. Regression) $T_{syst} = 0.43 - 0.0015\ F$

$r = -0.867$



H.2. Diskussion

H.2.a. Zur Frequenzabhängigkeit systolischer Zeitintervalle

Bei der Diskussion der Frequenzabhängigkeit systolischer Zeitintervalle sind drei Aspekte zu berücksichtigen:

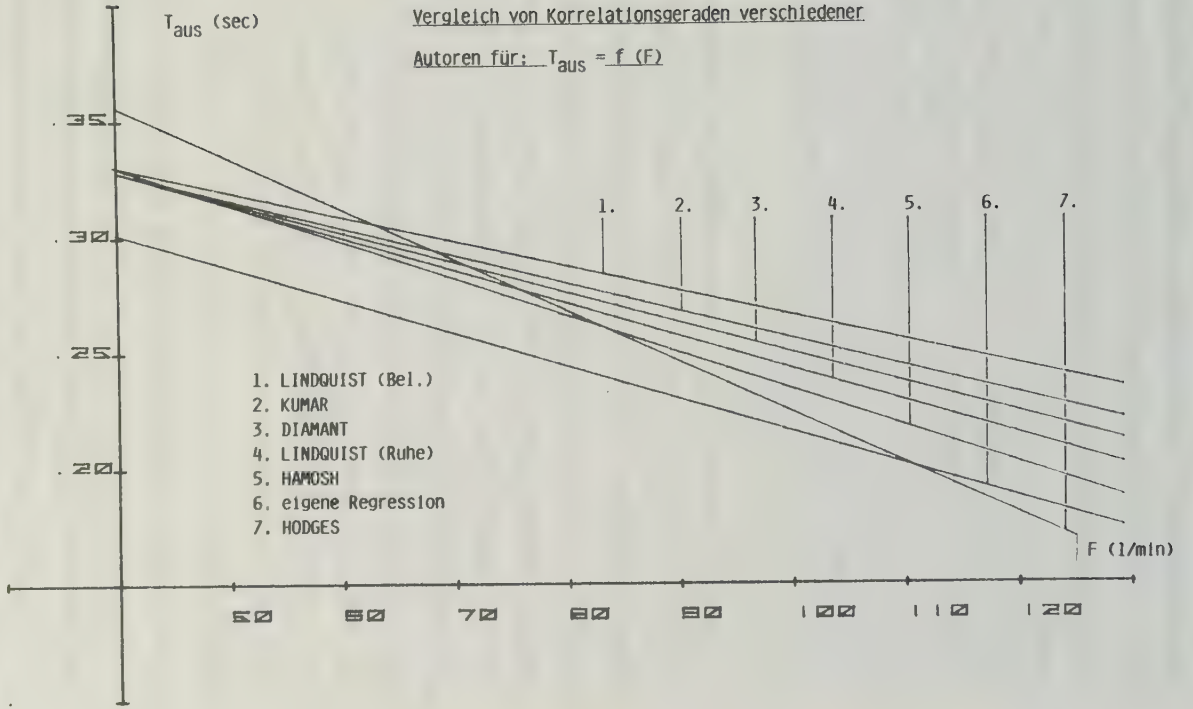
1. Die Frage, wie das Ende der mechanischen Systolendauer bzw. der Austreibungszeit zu definieren sei, ist für diese Arbeit von besonderer Bedeutung, da wegen der hier zugrunde gelegten hämodynamisch-physikalischen Kriterien (Abb.3), für beide Parameter deutlich niedrigere Werte gemessen werden, als sonst in der Literatur angegeben (Abb.14).

Wie aus Abbildung 3 zu ersehen ist, wird das Ende der mechanischen Systole in der vorliegenden Abhandlung durch den Beginn des Steilabfalls in der Carotispulskurve markiert. Diese auf WEZLER-BÖGER (28) und O.FRANK (7) zurückgehende Erkenntnis ist darin begründet, daß dem schnellen Druckabfall in der A.carotis die gerade einsetzende Entspannungsphase des linken Ventrikels, als Ausdruck der abgeschlossenen systolischen Austreibungszeit, bereits vorausgegangen sein muß. Der dabei auftretende Druckgradient zwischen Aorta und Ventrikel hat den Semilunarklappenschluß zur Folge; in der synchronen Registrierung der Puls- und Herzschallkurve fallen daher der Beginn des zweiten Herztones und der einsetzende Steilabfall zusammen.

Abb. 14 zeigt Regressionsgeraden für $T_{aus} = f(F)$ anderer Autoren (3,10,12,15,19,) im Vergleich mit der hier gefundenen Funktion, $T_{aus} = 0.3583 - 0.0014F$, (n=120).

Abbildung 14:

Vergleich von Korrelationsgeraden verschiedener Autoren für: $T_{aus} = f(F)$



Da sie das Ende von T_{aus} mit dem Incisurminimum in der Carotispulskurve gleichsetzen, finden sie auch höhere Werte für die mechanische Systolendauer oder Austreibungszeit. Die Funktion von HODGES (12) unterscheidet sich dadurch deutlich von den übrigen, daß bei wesentlich größerer Systolendauer im niedrigen Frequenzbereich deren Verkürzung mit zunehmender Frequenz erheblich größer ist, so daß im Bereich um F = 120(min^{-1}) die Systolendauer unterhalb der Werte aller anderen Autoren zu liegen kommt. Eine wesentliche Differenz bezüglich Methodik oder Probandengut ist jedoch nicht erkennbar.

Echokardiographische Untersuchungen der systolischen Zeitintervalle (14) zeigen erwartungsgemäß eine gute Übereinstimmung von Aortenklappenschluß und dem Beginn des zweiten Herztones. Wenn auch SCHÜTZ (24) auf Fehlerquellen bei der Messung des II. Herztones hinweist, so ist doch daran festzuhalten, daß Aortenklappenschluß, der Beginn des zweiten Herztones und der Anfang des Steilabfalls in der Carotispulskurve zeitlich zusammenfallen (2,24, Abb.3). Die Interpretation des Einsetzens des Steilabfalls vor der Incisur in der Carotispulskurve als Ende der Systole, erweist sich damit nicht nur als gerechtfertigt, sondern als notwendig.

Die suprasternale Registrierung des Aortenbogenpulses durch Luisada u.a.(20) führte ebenfalls zum Ergebnis, daß das Ende von T_{syst} mit dem Beginn des zweiten Herztones (des aortalen Anteiles) definiert werden kann, was auch dort dem beschriebenen Beginn des Steilabfalls vor der Incisur entspricht.

Nach diesen Erkenntnissen, die die Vorstellungen von O.FRANK (7) und WEZLER-BÖGER (28) mit neuesten technischen Methoden verifizieren, ist es unsachgemäß, das Ende von T_{aus}, T_{syst} oder LVET in das Incisurminimum zu verlegen.

In diesem Zusammenhang muß auch darauf hingewiesen werden, daß wir den Beginn der Systole in der ersten hochfrequenten Schwingung des bei einer Filterfrequenz von 140(Hz) registrierten I. Herztones messen und keinesfalls in der Q-Zacke des EKG's. Dieses Tonsegment gilt als Ausdruck der einsetzenden isovolumetrischen Ventrikelkontraktion und ist somit direktes Korrelat der mechanischen Herzaktion, die den Herzbinnendruck das präsystolische Aortendruckniveau überschreiten läßt und so in die Auswurfphase überleitet (8,23).- Bereits GROSSE-BROCKHOFF und STROTMANN (9) haben herausgearbeitet, daß Kammerkomplex und Systolendauer keine eindeutige Koinzidenz aufweisen.- In der Wertung der elektromechanischen Phänomene als Systole, "Q" bis II. HT und des Zeitabschnittes Q-Zacke bis Anstieg der Carotispulskurve als Präejektionsperiode, PEP, werden elektrische Erregung und mechanische Herzaktion so miteinander verknüpft, als entspräche der Beginn der Q-Zacke auch dem von Systole bzw. Anspannungsphase.
Die Kontraktion der Herzmuskulatur setzt aber sicher erst mit einer gewissen Latenz nach der elektrischen Erregung ein. KUMAR und SPODICK (15) vergleichen verschiedene Meßmethoden und beschreiben die Distanz zwischen den Steilanstiegen im Apexkardiogramm und der Carotispulskurve als verläßliche Möglichkeit zur Bestimmung von IVCT (isovolumic

Contraction time), entsprechend der Anspannungszeit, T_{ansp}. LUISADA (21) sieht den Beginn von IVCT in der ersten hochfrequenten Schwingung des ersten Herztones, übereinstimmend mit der hier angewandten Definition (Abb.3).-

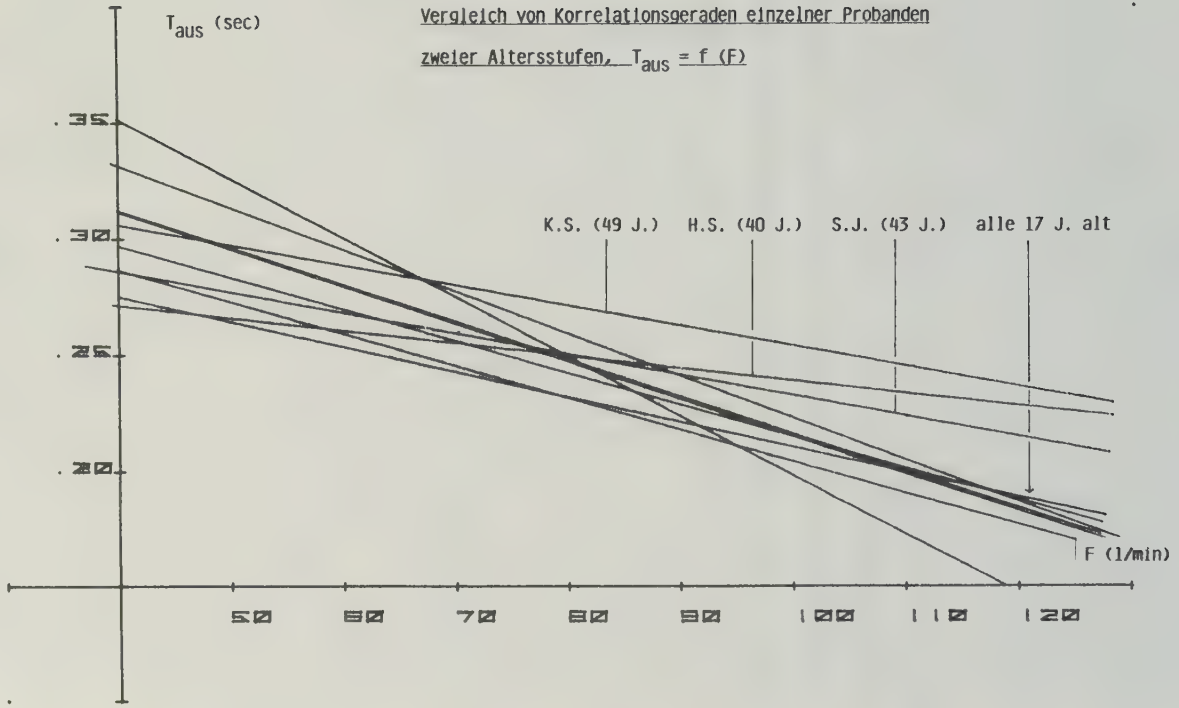
Den vermeintlichen Vorteil dieser nicht selten geübten Auswertungspraxis kann man nur darin sehen, daß das Registrierverfahren weniger Sorgfalt verlangt. Denn wenn nur die Q-Zacke des EKG's, der Fußpunkt und die Incisur der Carotispulskurve einwandfrei dargestellt sein müssen, kommt man mit einem Minimum an registriertechnischem Aufwand aus. Demgegenüber setzt die in dieser Arbeit angewandte Methode eine entsprechend gefilterte Herzschallaufzeichnung und eine präzise Carotispulskurvendarstellung voraus, die bei einer ausreichenden Amplitudenhöhe den Beginn des Steilabfalls sicher erkennen läßt.

Wenn durch die verschiedenen Definitionen der systolischen Zeitintervalle die vorliegenden Ergebnisse quantitativ mit denen einiger anderer Autoren nicht verglichen werden können, so sind unsere Resultate, die unter Einbeziehung physiologisch-kardiologischer Erkenntnisse in die graphische Auswertung gefunden wurden, bemerkenswert. Dies gilt für die klare Frequenzabhängigkeit von T_{syst} und T_{aus} ebenso, wie für die Hinweise auf die Frequenzunabhängigkeit der Anspannungszeit.

2. Die Betrachtung der Regressionsgeraden von $T_{aus} = f(F)$ für einzelne Probanden in Abb.15, zeigt Grenzen der Wertigkeit der Ergebnisse des Gesamtkollektivs. Hier sind die Regressionsgeraden aus den Daten der drei ältesten

Abbildung 15:

Vergleich von Korrelationsgeraden einzelner Probanden zweier Altersstufen, $T_{aus} = f(F)$



Versuchsteilnehmer denen der sieben jüngsten Probanden gegenübergestellt.(siehe auch Abb.1).
Auffällig ist die Lage der Geraden der mit 40, 43 und 49 Jahren ältesten Sportler, in allen drei Fällen verkürzt sich die Austreibungszeit mit zunehmender Frequenz weit weniger, als bei der Gruppe der jüngsten Versuchspersonen. Diese Beobachtung entbehrt leider wegen der niedrigen Fallzahl der statistischen Aussagekraft, aber zu ähnlichen Ergebnissen kommen BRAUN und RAUTENBERG (1) an Kindern verschiedener Altersstufen, sowie SLODKI (26) an Erwachsenen. Sie können einen gesicherten Zusammenhang zwischen der, sich mit steigender Frequenz weniger verringernden Austreibungszeit und höherem Lebensalter herstellen.

Weiterhin ist bemerkenswert, daß sich die Gerade des 40 Jahre alten Versuchsteilnehmers sehr wohl in die übrigen seiner Altersgruppe einreihen läßt, obgleich sich dieser auch gegenüber den jüngeren Probanden durch seinen herausragend guten Trainingszustand auszeichnete; seine Pulsfrequenz stieg durch die Belastung im Labor von nur $59(min^{-1})$ lediglich auf $62(min^{-1})$ an. Die Bewertung eines solchen Einzelfalles erfordert zwar grundsätzlich größte Zurückhaltung, zumal bei diesem Frequenzverhalten an eine Störung der elektrischen Erregungsbildung gedacht werden könnte, mag aber weitergehende Untersuchungen von Trainingseinflüssen auf die systolischen Zeitintervalle(STI) als aufschlußreich erscheinen lassen, auch wenn STAFFELD (27) in seiner Arbeit keine eindeutigen Hinweise auf eine trainingsbedingte Änderung der STI findet.

3. Die in der vorliegenden Arbeit ausgewerteten Pulskurven wurden mit einem Papiervorschub von 50(mm/sec) geschrieben, wenn auch eine geringere Präzision der graphischen Auswertung als bei einem Vorschub von 100(mm/sec) zu erwarten ist (18). Aus bereits erörterten meßtechnischen Gründen nahmen wir diese Fehlerquelle in Kauf.

H.2.b. Zum Vergleich Faustformeln - gemessene Systolendauer

1. Der statistische Vergleich zwischen errechneten und gemessenen Werten, zeigt eine deutliche Ähnlichkeit der Ergebnisse bei der Anwendung der HEGGLIN- und der ersten Faustformel n. SINN I. Die prozentuale Abweichung ist bei der SINN'schen Formel I und insbesondere in den Untergruppen Labor/Ruhe und Labor/Belastung geringer, aber wie aus Tab.9 ersichtlich, werden mit beiden Formeln in allen Leistungsbereichen durchschnittlich um 10% zu hohe Werte für T_{syst} errechnet. Die Regressionsgeraden in den Abb.9 und 10 weisen in ihrer, nahezu parallel zur 45-Grad-Achse verschobenen Position, zwar darauf hin, daß zwischen den mit Hilfe der Faustformeln geschätzten und den zu messenden Daten ein über alle Frequenzbereiche konstanter Zusammenhang besteht, dieser aber quantitativ durch eine stetige Differenz zur Realität beeinträchtigt ist (im Idealfall wären Regressionsgerade und 45-Grad-Achse identisch). Dieser so klare Unterschied zwischen Formelwerten und Systolendauer beruht auf der Tatsache, daß beide Funktionen, n. HEGGLIN und SINN I, nicht die eigentliche mechanische Systolendauer, sondern die Länge des als elektrische Systole beschriebenen Zeitabschnittes, Q - T, wiedergeben.

2. Different von den oben analysierten Beziehungen zwischen Faustformeln und T_{syst}, aber wiederum untereinander vergleichbar, stellen sich die Zusammenhänge zwischen der II.SINN'schen Formel bzw. der experimentell gefundenen, linearen Regressionsgleichung und der Systolendauer dar. Die prozentualen Abweichungen von den gemessenen Werten betragen jeweils weniger als 1%; beurteilt nach den frequenzabhängigen Leistungsstufen werden die unteren Frequenzbereiche mit der größten Richtigkeit durch die lineare Regressionsgleichung (L/R) und die Bereiche mittlerer Frequenz am besten von der Faustformel II erfaßt (L/B u. G/B). Welches Maß an Sicherheit die Kalkulation der Systolendauer insbesondere durch die II.SINN'sche Formel bietet, zeigt die Lage der Regressionsgerade zur Identitätsgerade (gedachte Achse bei 45-Grad), welche zwar von beiden Regressionsgeraden der eben analysierten Formeln im gleichen Bereich bei 0.3(sec), entsprechend F = 80(min^{-1}), geschnitten wird, aber deren Abweichung von der 45-Grad-Achse in Bereichen minimaler und maximaler Systolendauer bei der Faustformel II n.SINN am geringsten bleibt (Abb.12,13).

Somit muß festgestellt werden, daß die Funktion, $T_{syst} = \frac{55}{100 + F}$, bei der rechnerischen Abschätzung der zu erwartenden Systolendauer, im Vergleich zu der als statistisch optimal anzusehenden, meßanalytisch gewonnenen Regressionsgleichung, $T_{syst} = 0.43 - 0.0015F$, nahezu identische, teilweise der Realität sogar noch nähere Werte ergibt. Allerdings ist die Varianz der SINN II-Formel geringfühgig größer und der Korrelationskoeffizient etwas kleiner als bei der linearen Gleichung.

H.3. Wertigkeit der Ergebnisse

H.3.a. Die Faustformel II n.SINN

Die besondere Bedeutung der dargelegten Befunde ist darin zu sehen, daß die erarbeiteten stochastischen Zusammenhänge der Meßdaten, zur sicheren Beurteilung der Anwendbarkeit der von SINN gefundenen, quantitativen Beziehungen zwischen Systolendauer und Pulsfrequenz dienen konnten. Der Term, $T_{syst} = \frac{55}{100 + F}$, korrelierte dabei derart mit der Realität, daß er zur Abschätzung der Systolendauer gesunder Personen in der klinischen und sportmedizinischen Praxis geeignet erscheint. Als wesentliche Qualität dieser Faustformel ist ihre mathematische Einfachheit etwa im Vergleich zur HEGGLIN-Formel zu unterstreichen. In diesem Zusammenhang muß noch einmal darauf hingewiesen werden, daß die SINN'sche Formel die Dauer der mechanischen systolischen Aktion schätzt, im Gegensatz zur damit in nicht sicherem zeitlichen Zusammenhang stehenden QT-Dauer (9).

Somit wäre beispielsweise der Faustformel II n.SINN, zur Berechnung von T_{syst} bei der szintigraphischen Bestimmung der Ejektion-Fraktion nach FEINENDGEN (5), gegenüber der Anwendung der HEGGLIN-Formel der Vorzug zu geben.

H.3.b. Die Faustformel I n.SINN

Ohne näher darauf einzugehen, kann als weiterer, indirekter Befund des Vergleichs Faustformeln - Systolendauer festgehalten werden, daß die I. SINN'sche Formel, $T_{syst} = \frac{60}{100 + F}$, offensichtlich die Formel von

HEGGLIN und HOLZMANN (11), $QT = 0.39\sqrt{T_{puls}}$, zu ersetzen vermag und ihr gegenüber nicht nur die oben schon erwähnten rechnerischen Vorteile besitzt, sondern darüber hinaus weitere Informationen beinhaltet, die die funktionell wichtigen Relationen, $\frac{T_{syst}}{T_{puls}}$ und $\frac{T_{syst}}{T_{diast}}$, betreffen. Der Term, $T_{puls} = \frac{60}{F}$, ist nämlich leicht in die Faustformel integrierbar. Die resultierenden einfachen Beziehungen, $\frac{T_{syst}}{T_{diast}} = \frac{F}{100}$ und $\frac{T_{syst}}{T_{puls}} = \frac{F}{100 + F}$, seien hier nur angeführt. Die Gültigkeit dieser I. Formel n.SINN dürfte sich bei der weitgehenden Identität der Ergebnisse der statistischen und korrelationsanalytischen Vergleiche wenigstens auf den hier untersuchten Frequenzbereich von 50 bis 125(min^{-1}) erstrecken, was deren praktische Verwendungsfähigkeit im klinischen Bereich als orientierende Formel für $QT = \frac{60}{100 + F}$ noch bestärkt.

H.3.c. Die systolischen Zeitintervalle in der Literatur

Mehrere amerikanische Arbeitsgruppen untersuchten die systolischen Zeitintervalle (STI) mit unterschiedlichen Ergebnissen nach den von WEISSLER (29) geprägten Definitionen, insbesondere an Patienten mit akutem Myokardinfarkt(3,12,18). DIAMANT u.a. (3) finden nach einer myokardialen Ischämie eine signifikante Verlängerung von IVCT und interpretieren diese als ein Zeichen verminderter Kontraktilität, die deutlich verkürzt zu messende Austreibungszeit (LVET) werten sie als mögliches prognostisches Kriterium für den weiteren Heilungsverlauf. HODGES u.a. (12) deuten die häufig registrierbare Reduktion von LVET als Korrelat eines verminderten Schlagvolumens; im Gegensatz zu DIAMANT halten sie aus meßtechnischen Gründen eine Einbeziehung des Funktions-

parameters IVCT (entspricht T_{ansp}) in den klinischen Bereich nicht für sinnvoll. Der von WEISSLER (29) und LEWIS (18) an Patienten mit koronarer Herzerkrankung konstatierte Zusammenhang zwischen dem Quotienten $\frac{PEP}{LVET}$ und der angiographisch bestimmten Ejektion-Fraktion (Korrelationskoeffizient: -0.9 bzw. -0.76), wird in der Arbeit von HODGES (12) auf seine diagnostische Aussagekraft hin überprüft und eben darin deutlich relativiert: ein für Patienten mit koronarer Minderperfusion typischerweise höherer Wert von $\frac{PEP}{LVET}$, ließ sich nämlich auch an einem Kollektiv nachweisen, welches unter Brustschmerzen nichtkardialer Genese litt.

Die genannten Erkenntnisse anderer Autoren mögen ein Hinweis darauf sein, daß die ausschließliche Messung systolischer Zeitintervalle unter klinischen Fragestellungen, vor allem zur Beurteilung der myokardialen Leistungsfähigkeit, keinesfalls ausreichen kann. Längerfristigen Kontrollen der Austreibungszeit kommt möglicherweise der Wert eines prognostischen Kriteriums nach akutem Myokardinfarkt zu, wohingegen die Erfahrungen von HODGES (12) eine Analyse der Pre-Ejektion-Time,wegen erheblicher Varianz der Werte, als nicht effizient erscheinen lassen. Demgemäß wird auch die Relevanz des Quotienten $\frac{PEP}{LVET}$ beeinträchtigt, dem die Funktion eines Kontraktionszeitindex zukommen könnte (und nicht die eines Kontraktilitätsindex!), dabei aber Parameter elektrischer und mechanischer Herzaktion unzulässigerweise in sich vereint und somit nur in Fällen ungestörter Erregungsausbreitung verwendbar wäre. Frei von dieser Einschränkung bliebe der

Quotient $\frac{T_{ansp}}{T_{aus}}$ (oder IVCT/LVET), dessen Dienlichkeit als Kontraktionszeitindex noch zu untersuchen wäre.

H.3.d. Funktionelle Bedeutung systolischer Zeitintervalle

Die klinische Wertigkeit der systolischer Zeitintervalle ist, trotz aller klaren Vorteile dieser mit nicht invasiven Methoden leicht zu messenden Parameter, dadurch beschränkt, daß sie zunächst nur eine Aussage über die zeitlichen Abläufe der Herzaktion erlauben. Auch wenn in bestimmten Fällen ein hinreichender Zusammenhang zwischen Schlagvolumen und LVET bzw. $\frac{PEP}{LVET}$ hergestellt werden konnte (18,29,), so erlaubt doch eine einmalige Messung systolischer Zeitintervalle nur eine orientierende Aussage, beispielsweise über den als "Nettoarbeitszeit des Herzens" (nach einer persönlichen Mitteilung von SINN) zu bezeichnenden Quotienten, $\frac{\text{Systolendauer}}{\text{Pulsdauer}}$. Allerdings könnte dabei die Anwendung der Faustformel II n.SINN, $T_{syst} = \frac{55}{100 + F}$, zu einer Einschätzung der normalerweise am Gesunden zu erwartenden Systolendauer und damit zu einer Abgrenzung von pathologischen Werten dienen.

Analog der Nettoarbeitszeit des Herzens gibt der Quotient, $\frac{\text{Schlagvolumen}}{\text{Systolendauer}}$, "das Herzsekundenvolumen" (nach einer persönlichen Mitteilung von SINN), Auskunft über die Auswurfleistung des Herzens, der Herzstromstärke, in Anlehnung an das OHM'sche Gesetz. Als direktes Maß für die myokardiale Leistungsfähigkeit hängt das Herzsekundenvolumen, unter der Voraussetzung einer normal-physiologischen Systolendauer, wesentlich von der Größe des Schlagvolumens ab.

Andererseits läßt sich die mittlere Beanspruchung des Herzens aus dem arteriellen Mitteldruck ablesen, der weitgehend vom peripheren Widerstand bestimmt wird. Für die Höhe des arteriellen Mitteldruckes ergibt sich weiterhin eine Abhängigkeit, unter sonst gleichen Bedingungen, von der Diastole. Die Länge der Systolendauer, sei sie nun gemessen oder mit Hilfe der Faustformel II nach SINN geschätzt worden, kann somit, unter Annahme gleicher Schlagvolumina, nur einen groben Hinweis auf die Herzstromstärke geben.

Diese kritischen Anmerkungen schmälern den Wert der Messung systolischer Zeitintervalle keinesfalls, sondern unterstreichen deren Bedeutung als screening-Verfahren, welches orientierende Aussagen über funktionelle Kreislaufzustände erlaubt. Diesbezüglich stellt die Einführung der Faustformeln nach SINN, für QT und T_{syst}, welche in der vorliegenden Arbeit an experimental-analytisch gewonnenen Meßdaten auf die Richtigkeit ihrer Anwendbarkeit überprüft worden sind, eine besondere Bereicherung dar, die weiterer Untersuchungen auch im klinischen Bereich wert sein dürfte.

I. Zusammenfassung

Zur Überprüfung möglicher Auswirkungen fremdstoffbelasteter Luft auf funktionell bedeutsame Kreislaufkoeffizienten wurden 30 männliche Sportler auf zwei, als lufthygienisch unterschiedlich ausgewiesenen Sportplätzen, je einem 4000m-Lauf unterzogen.

Zusätzlich - um Unabhängigkeit von Immissionsbedingungen zu erreichen - wurden alle Probanden in Ruhe und nach einer für jeden gleichwertigen Fahrradergometerbelastung im physiologischen Labor, unter weitgehend konstanten Umgebungsbedingungen (Kleinklimaanlage), untersucht.
Vor und kurz nach der Fahrradergometerbelastung sowie unmittelbar im Anschluß an die beiden Läufe, wurden folgende hämodynamische Größen registriert:

1. EKG (II. Ableitung nach EINTHOVEN)
2. Carotispuls
3. Femoralispuls
4. Phonokardiogramm (Filternennfrequenz 140Hz)

Die Auswertung der Registriergrößen wurde als sphygmographische Kreislaufanalyse vorgenommen. Zur Pulskurvenschreibung möglichst kurzfristig nach Belastung war eine eigenständig entwickelte Modifikation der "künstlichen Hand" (WEZLER) von besonderem Vorteil.

Die Differenzen der mittels Kreislaufanalyse nach den Läufen gewonnenen Werte, konnten nur auf Gründe zurückgeführt werden, die die Versuchsanordnung

und witterungsbedingte, jedoch nicht lufthygienische Gegebenheiten betrafen. Da somit die ursprüngliche Konzeption der Arbeit lediglich zu unverbindlichen Aussagen der Gesamtergebnisse geführt hätten, wurden die im Rahmen der Untersuchungen gewonnenen Daten zur Analyse der systolischen Herzdynamik verwandt. Hierzu wurden die Einzelexperimente nach den entsprechenden Meßwerten in drei Leistungsstufen unterteilt:

I. Ruhewerte (am liegenden Probanden im Labor erhoben)

II. mäßige dynamische Belastung (Fahrradergometerbelastung, stufenweise Steigerung von 75 Watt bis 150 Watt, Abbruch im steady-state des Kreislaufs)

III. stärkere Belastung (4000m-Lauf in 20 Minuten)

Anhand der angeführten Leistungsstufen ließ sich eine Beurteilung der Frequenzabhängigkeit von Systolendauer, T_{syst}, Anspannungszeit, T_{ansp}, und Austreibungszeit, T_{aus}, vornehmen.

Dabei ergab sich einerseits eine sehr hohe lineare Korrelation für $T_{syst} = f(F)$, $(r = -0.8684)$ und $T_{aus} = f(F)$, $(r = -0.8672)$, andererseits wies die graphische Auswertung der Regressionen auf eine relative Frequenzunabhängigkeit der Anspannungszeit hin, - denn die Korrelationsgeraden von $T_{syst} = f(F)$ und $T_{aus} = f(F)$ verliefen annähernd parallel, das heißt die Differenz beider Werte, sie entspricht der Anspannungszeit, blieb im untersuchten Frequenzbereich von $50(min^{-1})$ bis $125(min^{-1})$ weitgehend konstant.

Selbst bei Prüfung des Zusammenhanges bei nicht-linearer Korrelation, die mathematisch einen höheren Korrelationskoeffizienten erbringen sollte, wurde $r = -0.8679$ für die Funktion $T_{aus} = f(F)$ nach der Gleichung, $y = a + bx + cx^2$, nicht entscheidend größer errechnet.

Weiterhin wurden verglichen, die in der Formel, $QT = 0.39$ Pulsdauer, zur Anwendung gebrachte Statistik von HEGGLIN und HOLZMANN, - die klinisch als Standardwert zur Einordnung gemessener QT-Dauern in normale oder pathophysiologische Bereiche international gebräuchlich ist, - mit leicht zu handhabenden Faustformeln von SINN zur Errechnung der Systolendauer, T_{syst}. Die Faustformeln I n. SINN, $T_{syst} = \frac{60}{100+F}$, und II n. SINN, $T_{syst} = \frac{55}{100+F}$, wurden beide empirisch gefunden und enthalten lediglich eine Relation aus Konstanten und der Frequenz.
In die vergleichende Untersuchung mit eingebracht, wurde die aus der vorliegenden Arbeit resultierende Regressionsgleichung, $T_{syst} = 0.43 - 0.0015F$.

Die Faustformel I n. SINN erwies sich dabei für die Frequenzen zwischen 50(min^{-1}) und 125(min^{-1}) mit einer mittleren Abweichung von + 6.0% bis + 10.8% von den von uns für die Systolendauer gemessenen Werten, als der HEGGLIN-Formel nahezu entsprechend, deren Abweichung sich zwischen + 6.8% und + 11.5% bewegte.

Da aber sowohl im physiologischen wie im klinischen Bereich, die Systole nicht einheitlich definiert wird, indem teilweise die elektrophysiologischen und mechanischen Vorgänge gemeinsam, oder andererseits die Zeit des

wirklichen Volumenauswurfs der Systole in Rechnung gestellt wird, war zu unterscheiden zwischen der Formel von HEGGLIN, die vorwiegend die Summe der elektromechanischen Vorgänge beinhaltet und der realen Dauer von mechanischer Herzanspannung und Auswurf. - Diese Zeit ließ sich aus den gemessenen Werten regressionsanalytisch herausarbeiten: $T_{syst} = 0.4285 - 0.0015F$ und $T_{aus} = 0.3583 - 0.0014F$. - Legt man nur die Zeit der mechanischen Herzaktion zugrunde, $T_{syst} = T_{ansp} + T_{aus}$, (im anglo-amerikanischen Schrifttum mit IVCT und LVET bezeicnet) so findet man, daß die II. Faustformel nach SINN die Summe aus $T_{ansp} + T_{aus}$ mit einer Abweichung von - 2.8% bis + 1.5% im Frequenzbereich von 50(min^{-1}) bis 125(min^{-1}) beschreibt. Mit der Formel $T_{syst} = \frac{55}{100+F}$, läßt sich, statistisch gesichert, die Dauer der Systole am Gesunden, im normal-physiologischen Frequenzbereich, rechnerisch einfach ermitteln und somit primär die mechanische Herzaktion orientierend und vergleichend bewerten.

J. Literaturhinweise

1) BRAUN, U.; RAUTENBERG, H.W.
Systolische Zeitintervalle I.Mitteilung:
Normalwerte von herzgesunden Kindern
Basic Res. Cardiol. 73, 320 - 327 (1978)

2) CRAIGE, E.
Echocardiography in studies of the genesis of
heart sounds and murmurs
In Progress in cardiology, Vol.4, ed. by YY. PN.
GOODWIN; J.F. Philadelphia, LEA and FEBIGER (1975)

3) DIAMANT, B.; KILLIP, TH.
Indirekt assessment of left ventrcular performance
in acute myocardial infarktion
Circulation 42, 579 -592 (1970)

4) Documenta Geigy
Wissenschaftliche Tabellen, 6. Aufl.

5) FEINENDGEN
Herzfunktionsprüfung durch Isotopenmessung der
minimalen Transitzeiten mit der schnellen Gamma-Kamera
Aus: ZINDLER, M.; PURSCHKE, R.: Neue kontinuierliche
Methoden zur Überwachung der Herz-Kreislauffunktion
Thieme Stuttgart (1975)

6) FORTH; HENSCHLER; RUMMEL
Allgemeine und spezielle Pharmakologie und Toxikologie
Wissenschaftsverlag Bibliographisches Institut
Mannheim (1975)

7) FRANK, O.
Theorie der Pulswellen
Z. Biol. 85, 91 (1926)

8) GAUER; KRAMER; JUNG
Physiologie des Menschen, Bd. 3, Herz und Kreislauf
Urban und Schwarzenberg, München (1972)

9) GROSSE-BROCKHOFF, F.; STROTMANN, A.
Die zeitlichen Beziehungen der mechanischen
Systolendauer zum Elektrokardiogramm
Z. f. d. ges. exp. Med. 98 (1935)

10) HAMOSH, P.; CHU, J.N.; ENGELMANN, K.; BRODER, M.;
FREIS, E.D.; Systolic time intervals and left ventricular
funktion in akute myocardial infarktion
Circulation 45, 375 - 381 (1972)

11) HEGGLIN; HOLZMANN
QT-Dauer
Z. klin. Med. 132, 1, S. 5, Springer Berlin (1937)

12) HODGES, M.; HALPERN, B.L.; FRIESINGER, G.C.; DAGENAIS, G.R.
Left ventricular preejection period and ejection
time in patients with acute myocardial infarktion
Circulation 45, 933 - 942 (1972)

13) KANIA, U.; SINN, W.
Untersuchungen zur Physiologie von Kreislauf und
Atmung des Menschen unter verschiedenen lufthygienischen
Umgebungs- und körperlichen Leistungsbedingungen
Inaugural - Dissertation, Frankfurt (1981)

14) KHAN, A.A.
Systolic time intervals: comparison of echocardiographic and conventional methods
in: Systolic time intervals, LIST, GRAVENSTEIN, SPODICK
Springer, Berlin (1980)

15) KUMAR, S.; SPODICK, D.H.
Study of the mechanical events of the left ventricle by atraumatic techniques: comparison of the methods of measurement and their significance
Amer. Heart J. 80, 401 - 413 (1970)

16) LANE, V.A.; SPODICK, D.H.
Ejection time - Heart rate, relationship during exercise
Catheterisation a cardiovasc. diagn., 2, 165 - 173 (1976)

17) LEHMANN
Praktische Arbeitsphysiologie
Thieme, Stuttgart (1962)

18) LEWIS, R.P.; RITGERS, S.E.; FORESTER, W.F.; BOUDOULAS, H.
A critical review of the systolic time intervals
Circulation 56, 146 - 158, (1977)

19) LINDQUIST, V.A.; SPANGLER, R.D.; BLOUNT, S.G.
A comparison between the effects of dynamic and isometric exercise as evaluated by the systolic time intervals in normal man
Amer. Heart J. 82, 227 - 236 (1973)

20) LUISADA, A.A.; BHAT, P.K.; KNIGHTEN, V.
The systolic time intervals: a new method of study,
in: LIST, GRAVENSTEIN, SPODICK; "systolic time intervals"
Springer, Berlin (1980)

21) LUISADA, A.A.; LIU, C.K.; ARAVANIS, C.; TESTELLI, M.; MORRIS, J.
On the mechanism of produktion of the heart sounds
Amer. Heart J. 55, 383 (1958)

22) REGIONALE PLANUNGSGEMEINSCHAFT UNTERMAIN
Lufthygienisch - meteorologische Modelluntersuchungen in der Region Untermain
5. Arbeitsbericht, Juni 1974

23) RUSHMER, R.E.
Cardiovascular dynamics
W.B. Saunders, Philadelphia (1961)

24) SCHÜTZ, E.
Physiologie des Herzens
Springer, Berlin (1958)

25) SCHÖNLE, C.; KLAUSIG, B.; RIECKERT, H.
Die körperliche Belastung beim Windsurfen
Mat. Med. Nordm. 33 (1981)

26) SLODKI, S.J.; HUSSAIN, A.T.; LUISADA, A.A.
The Q-II interval. The third study of the second heart sound in old age
J. Amer. geriatr. soc. 17, 673 (1969)

27) STAFFELD; MERTENS; GLEICHMANN
Der Einfluß von dynamischer Belastung und körperlichem Training auf die systolischen Zeitintervalle bei Gesunden und Patienten mit koronarer Herzerkrankung
Z. Kardiol. 67, 305 (1978)

28) WEZLER, K.; BÖGER, H.
Dynamik des arteriellen Systems, der arterielle Blutdruck und seine Komponenten
in: Ergebnisse der Physiologie, histol. Chemie und exp. Pharmakologie, von ASHER, BUTENANDT, LENDLE, REIN
J. F. Bergmann, München 41, (1939)

29) WEISSLER, A.M.; HARRIS, W.S.; SCHOENFELD, C.D.
Bedside techniques for the evaluation of ventricular funktion in man
Amer. Heart J. 23, 577 (1969)

Sehr herzlich möchte ich Herrn Prof. Dr. W. Sinn für die Überlassung des Themas und seine stetige Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit danken.

Ferner danke ich Herrn Prof. Dr. Keul und seinen Mitarbeitern vom Institut für Sportmedizin der Universität Freiburg für die Überlassung des Olympia-Meßwagens.

Großzügige Hilfe für die technische Durchführung der Experimente leistete die Firma Erich Jaeger, Würzburg, deren freundlicher Unterstützung besonderer Dank gebührt.

Herrn Rolf Krischer vom Institut für Sport und Sportwissenschaften der Universität Frankfurt danke ich für seine tatkräftige Mitarbeit bei allen organisatorischen Aufgaben.

Die Fotographien der graphischen Darstellungen fertigte dankenswerterweise Herr Bernd vom Schemm an.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin Frankfurt/Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

"Analytische Wertigkeit einzelner Herz- und Kreislaufdaten zur Beurteilung leistungsbezogener Gesamtfunktionen des Blutkreislaufs"

im Zentrum der Physiologie der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität Frankfurt/Main unter Leitung von Herrn Prof. Dr. med. W. Sinn ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt am Main im September 1982

Matthias Sinn

Lebenslauf

Am 28. September 1953 wurde ich, Matthias Sturm, als fünftes Kind des Diplomkaufmannes Dr. rer. pol. Valentin Sturm und seiner Ehefrau Elisabeth, geb. Kraus, in Offenbach am Main geboren.

Von 1960 bis 1964 besuchte ich die Grundschule in Sprendlingen und anschließend das Goethe-Gymnasium in Neu-Isenburg. 1967 wechselte ich auf das Ricarda-Huch-Gymnasium in Sprendlingen über. Dort legte ich im Juni 1972 die Reifeprüfung ab.

Im April 1973 wurde ich zur Ableistung meines Wehrdienstes in eine Sanitätseinheit einberufen.

Zum Sommersemester 1974 nahm ich das Studium der Human-Medizin an der Johann Wolfgang Goethe Universität in Frankfurt am Main auf. Im März 1976 bestand ich hier die ärztliche Vorprüfung, 1977 den ersten Abschnitt der ärztlichen Prüfung und 1979 den zweiten Abschnitt der ärztlichen Prüfung. Von April 1979 bis März 1980 absolvierte ich im St. Markus-Krankenhaus in Frankfurt das Praktische Jahr. Am 25. April 1980 beendete ich mein Studium mit der ärztlichen Prüfung.

Meine ärztliche Weiterbildungszeit habe ich am 2. Mai 1980 als Assistenzarzt in der Anaesthesieabteilung des Krankenhauses Nordwest in Frankfurt am Main begonnen.

Am 3. Oktober 1980 heiratete ich die koreanische Krankenschwester Hyun-Sook Lee.

Im November 1981 wechselte ich mit dem Ziel, Facharzt für Innere Medizin zu werden, in die Abteilung für Innere Medizin des Krankenhauses Nordwest in Frankfurt über.

Frankfurt am Main, im August 1982

Matthias Sturm